

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2004 年 11 月 4 日 (04.11.2004)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2004/093681 A1

(51) 国際特許分類: A61B 5/055, G01R 33/3815

(21) 国際出願番号: PCT/JP2004/005781

(22) 国際出願日: 2004 年 4 月 22 日 (22.04.2004)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願2003-117804 2003 年 4 月 23 日 (23.04.2003) JP
特願2004-015232 2004 年 1 月 23 日 (23.01.2004) JP
特願2004-122723 2004 年 4 月 19 日 (19.04.2004) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010047 東京都千代田区内神田一丁目 1 番 1 4 号 Tokyo (JP). 株式会社日立製作所 (HITACHI LTD.) [JP/JP]; 〒1018010 東京都千代田区神田

駿河台四丁目 6 番地 Tokyo (JP). 日立エンジニアリング株式会社 (HITACHI ENGINEERING CO., LTD.) [JP/JP]; 〒3170073 茨城県日立市幸町 3 丁目 2 番 1 号 Ibaraki (JP).

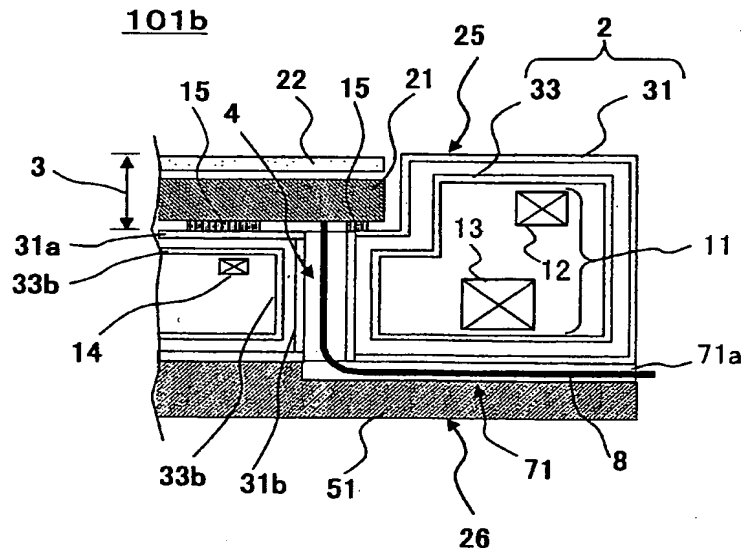
(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 黒目 明 (KUROME, Akira) [JP/JP]; 〒2770812 千葉県柏市花野井 3 5 4 - 4 - B 2 0 2 Chiba (JP). 榊原 健二 (SAKAKIBARA, Kenji) [JP/JP]; 〒2770812 千葉県柏市花野井 6 2 1 - 7 - B 2 0 3 Chiba (JP). 竹島 弘隆 (TAKESHIMA, Hirotaka) [JP/JP]; 〒3010044 茨城県竜ヶ崎市の小柴 3 - 3 - 1 6 Ibaraki (JP). 八尾 武 (YATSUO, Takeshi) [JP/JP]; 〒2770812 千葉県柏市花野井 7 2 0 - 1 0 4 Chiba (JP). 渡邊 洋之 (WATANABE, Hiroyuki) [JP/JP]; 〒3170073 茨城県日立市幸町 3 丁目 1 番 1 号 株式会社日立製作所電力・電機グループ原子力事業部内 Ibaraki (JP). 和田山 芳英 (WADAYAMA, Yoshihide) [JP/JP]; 〒

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置



(57) Abstract: An MRI having an arrangement for reducing vibrations in a static magnetic field generating source is provided. A sealed vessel (2) for the static magnetic field generating source has a rigid construction (4) for preventing vibrations generated by an inclined magnetic field generating source (21) from being transmitted to something else through the sealed vessel (2). The rigid construction (4) uses a connecting section (4) which connects a surface (25) on the side of, e.g., an imaging space (9) and a surface (26) opposed thereto. Since this increases the rigidity of the sealed vessel, it is possible to reduce vibrations transmitted from the inclined magnetic field generating section. The connecting section may be of through-hole construction, in which case it is possible to utilize the inner space of the through-hole for the laying of cables.

[続葉有]



3191221 茨城県日立市大みか町 7-1-1 株式会社日立製作所 日立研究所内 Ibaraki (JP). 本白水 博文 (MOTOSHIROMIZU, Hirofumi) [JP/JP]; 〒3000013 茨城県土浦市神立町 502 株式会社日立製作所 機械研究所内 Ibaraki (JP). 鈴木 邦仁 (SUZUKI, Kunihito) [JP/JP]; 〒3170073 茨城県日立市幸町 3丁目 2番 1号 日立エンジニアリング株式会社内 Ibaraki (JP).

(74) 代理人: 多田 公子, 外 (TADA, Kimiko et al.); 〒1000013 東京都千代田区霞ヶ関 3丁目 6番 15号 グローリアビル 9F Tokyo (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI,

NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約: 静磁場発生源の振動を低減する構成を有するMRI装置を提供する。静磁場発生源の密閉容器2は、傾斜磁場発生部21から発生する振動が密閉容器2を介して他に伝達されるのを防ぐための剛構造4を備える。剛構造4は、例えば撮像空間9側の面25からそれに対向する面26とを連結する連結部4を用いる。これにより、密閉容器の剛性が高まるため、傾斜磁場発生部から伝わる振動を低減できる。連結部は、貫通孔構造にすることが可能であり、その場合、貫通孔の内部空間をケーブルの引き回しに利用することができる。

明 細 書

磁気共鳴イメージング装置

技 術 分 野

本発明は、磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI装置という。）に関する。

5 背 景 技 術

MRI装置には、対向配置された一对の静磁場発生源を用いるタイプのものがあり、一对の静磁場発生源の間の空間に均一静磁場領域が形成される。被検体の撮像部位は、この均一静磁場領域に配置され撮像される。対向配置の静磁場発生源を用いるMRI装置は、円筒状の静磁場発生源を用いるタイプのMRI装置と
10 比較して、被検体に対して開放感を与えることができ、しかも術者が被検体にアクセスしやすいという利点がある。静磁場発生源としては、一般的には、永久磁石、常電導磁石、または超電導磁石が用いられる。

一对の静磁場発生源の撮像領域側の面にはそれぞれ、傾斜磁場発生コイルと高周波磁場発生コイルとが配置される。傾斜磁場発生コイルには、撮像パルスシー
15 ケンスに応じてパルス状の電流が流されるため、ローレンツ力による振動を発生する。この振動が傾斜磁場発生コイル本体及びそのケーブルから静磁場発生源に伝導し、静磁場発生源が振動するという問題がある。

特開平2002-52004号公報には、静磁場発生源に設けた中央穴を經由して配設された支持系によって傾斜磁場コイルを支持する構成が記載されている。
20 この支持系は、静磁場発生源とは非接触であるとともに、静磁場発生源の支持系とは機械的に分離されている。これにより、傾斜磁場発生コイルで発生した振動が静磁場発生源に伝達するのを抑制している。

上記特開平2002-52004号公報に記載されている構成は、傾斜磁場コイルがその中央部において支持系によって支持されるため、傾斜磁場コイルが変
25 形しやすく、振動も生じやすい。このため、傾斜磁場コイルの性能（例えば、傾

斜磁場の線形性、傾斜磁場コイルの低振動性等)を向上させることが困難になる。
また、傾斜磁場コイルに電流を供給するために接続されるケーブルにも振動が生じるが、これを低減することについては考慮されていない。さらに、傾斜磁場コイルに電流を供給するためのケーブルおよび冷却水を循環させるための配管を外部にどのように引き出すかに関しても考慮されていない。

発 明 の 開 示

本発明の目的は、傾斜磁場コイルとケーブルの振動を低減する構成を有するMRI装置を提供することにある。

上記目的を達成するために、本発明の第1の態様のMRI装置は、静磁場発生源が、磁場発生コイル内部に封入された密閉容器とを含み、密閉容器は傾斜磁場発生部から発生する振動が該密閉容器を介して他に伝達されるのを防ぐために剛構造を備える。傾斜磁場発生部は、密閉容器の撮像空間側の面上に支持される。密閉容器は、剛構成を備えることにより振動しにくくなり、傾斜磁場発生部の振動によって密閉容器に生じる振動を抑制できるとともに、このような密閉容器に固定された傾斜磁場発生部の振動を抑制することができる。さらに、密閉容器自身の振動が抑制されるために傾斜磁場発生部からの振動を密閉容器を介して他に伝達しないようにすることができる。

上記剛構造は、密閉容器の撮像空間側の面とこの面に向かい合う面とを密閉容器の内部で連結する少なくとも1つの連結部を有する構成にすることが可能である。このように密閉容器の対向面同士を連結することによって、密閉容器の剛性を向上させることができる。

上記剛構造は、密閉容器の撮像空間側の面に対して向かい合う面に固定された剛性補強部材をさらに有する構成にすることも可能である。これにより、密閉容器の撮像空間側の面に対して向かい合う面の剛性が向上され、さらに連結部を通して間接的に撮像空間側の面の剛性も向上される。その結果、撮像空間側の面を

厚くしなくても密閉容器の剛性を全体として高めることができるとともに、撮像空間を広く確保することができるようになる。

- 上記剛性補強部材は、板状部材および格子状部材のうち少なくとも一方を含む構成にすることができる。剛性補強部材として格子状部材を用いた場合には、密閉容器を軽量化しつつその剛性を高めることができる。すなわち、格子状部材を用いることにより、剛性補強部材を備えたことによる密閉容器の重量増を軽減することができる。

- 上記板状部材は、密閉容器の撮像空間側の面に対して向かい合う面の壁面を、撮像空間側の面の壁面よりも厚くすることにより、密閉容器と一体に形成された構成とすることができる。これにより、密閉容器の剛性をより高めることができる。

- 上記傾斜磁場発生部は、固定手段によって密閉容器に固定し、一体化することが可能である。剛構造により剛性が高められて振動しにくい密閉容器に傾斜磁場発生部が一体化されることにより、傾斜磁場発生部の振動を抑制することができる。

- 上記密閉容器はそれぞれ、撮像空間側の面に設けられた第1の凹部を備える構成にすることが可能である。この場合、傾斜磁場発生部はそれぞれ、第1の凹部に固定される。連結部は、その内部に前記撮像空間側の面からそれに対向する面へと貫通するように設けられた1以上の貫通孔を含む構成とする。貫通孔の少なくとも1つには、傾斜磁場発生部に電流を供給するための傾斜磁場用ケーブルを配置することができる。このように、第1の凹部に傾斜磁場発生部を配置することにより撮像空間の領域を広く確保することができる。密閉容器の連結部として貫通孔を用い、その中に傾斜磁場用ケーブルを配置することにより、傾斜磁場用ケーブルを撮像空間側に引き回す必要がなくなり、撮像空間を広く確保することができると共に、ケーブルの振動が密閉容器に伝達する現象を低減することが

できる。

上記密閉容器は、前記撮像空間側の面に向かい合う面に第2の凹部を有する構成とすることが可能であり、第2の凹部の内側には剛性補強部材を配置することができる。これにより、密閉容器を軽量化することができる。すなわち、剛性補

5 強部材による重量増を第2の凹部により軽減することができる。

上記貫通孔の配置としては、第1の凹部の側面の近傍に配置することが可能である。

上記貫通孔の配置としては、貫通孔の少なくとも1つを、第1の凹部の略中央に配置することも可能である。

10 上記剛性補強部材の内部には、貫通孔に通じる経路が設けられた構成にすることが可能であり、経路のうちの1つには傾斜磁場用ケーブルを配置することが可能である。

上記MRI装置には、傾斜磁場発生部を冷却するための冷媒を循環させる手段をさらに配置することができる。その場合、傾斜磁場発生部はその内部に冷媒を
15 通過させる手段を設けることが可能である。この場合、貫通孔のうちの少なくとも1つ、およびそれに通じる経路には、傾斜磁場発生部に冷媒を供給する配管を配置する構成とすることができる。

上記MRI装置には、撮像空間に高周波磁場を発生させるための一対の高周波磁場発生部をさらに配置することが可能である。一対の高周波磁場発生部のそれ
20 ぞれは、傾斜磁場発生部よりも撮像空間側に配置する。貫通孔のうちの少なくとも1つ、ならびに、それに通じる経路には、高周波磁場発生部に電流を供給するための高周波磁場用ケーブルを配置することが可能である。

上記密閉容器の前記貫通孔を3以上設けることが可能であり、傾斜磁場用ケーブル、高周波磁場用ケーブルおよび配管は、それぞれ別々の貫通孔および別々の
25 経路に配置することができる。上記経路は、剛性補強部材の内部で合流させ、貫

通孔の数よりも少ない数の経路となって剛性補強部材の外部に通じる構成とすることが可能である。合流した経路には、経路内の傾斜磁場用ケーブルまたは高周波磁場用ケーブルが通過する空間と配管が通過する空間とを分離する仕切りを配置すること可能であり、仕切りは熱伝導性の高い材料で構成されたものを用いることができる。上記配管は、傾斜磁場用ケーブルまたは高周波磁場用ケーブルよりも鉛直下側に配置されている構成にすることが可能である。

上記貫通孔は、第1の凹部の内側に開口を有する構成とすることが可能であり、傾斜磁場発生部は、貫通孔の開口の位置に電流受給端子を備え、傾斜磁場用ケーブルは電流供給端子を備え、電流供給端子が電流受給端子に接続されている構成にすることが可能である。

上記傾斜磁場用ケーブルは、貫通孔内に固定部材によって固定されている構成にすることが可能である。これにより、ケーブルから密閉容器に伝達する振動をさらに低減することができる。

上記貫通孔は、第1の凹部の内側に開口を有する構成にすることが可能であり、傾斜磁場発生部は、貫通孔の開口の位置に冷媒受給端子を備え、配管は冷媒供給端子を備え、冷媒受給端子が冷媒供給端子に接続されている構成にすることが可能である。

上記配管、冷媒供給端子および冷媒受給端子は、導電性材料により構成することが可能であり、これらに傾斜磁場発生部に電流を供給する傾斜磁場用ケーブルを兼用させることができる。

図面の簡単な説明

図1は、第1の実施の形態のMRI装置の全体構成を示すブロック図である。

図2は、第1の実施の形態のMRI装置の静磁場発生装置1の斜視図である。

図3は、第1の実施の形態のMRI装置の下部超電導磁石101bの部分断面図である。

図 4 は、第 2 の実施の形態の MR I 装置の下部超電導磁石 1 0 1 b の部分断面図である。

図 5 (a) は、第 2 の実施の形態の MR I 装置の下部超電導磁石 1 0 1 b の下面図、図 5 (b) は、下部超電導磁石の 1 0 1 の格子状補強部材 5 2 の部分側面図

5 である。

図 6 は、第 3 の実施の形態の MR I 装置の下部超電導磁石 1 0 1 b の下部の断面図である。

図 7 は、第 4 の実施の形態の MR I 装置の下部超電導磁石 1 0 1 b の部分断面図である。

10 図 8 は、第 5 の実施の形態の MR I 装置の下部超電導磁石 1 0 1 b の下部の断面図である。

図 9 は、第 6 の実施の形態の MR I 装置の下部超電導磁石 1 0 1 b の下部の断面図である。

15 図 1 0 は、第 6 の実施の形態の MR I 装置の下部超電導磁石 1 0 1 b の下部の断面図である。

図 1 1 は、第 6 の実施の形態の MR I 装置の板状補強部材 5 1 の開口 7 1 b の正面図である。

図 1 2 は、第 7 の実施の形態の MR I 装置の静磁場発生装置 1 の断面図である。

20 図 1 3 は、第 8 の実施の形態の磁気共鳴イメージング装置の静磁場発生装置を示す断面図である。

図 1 4 は、第 8 の実施の形態のケーブルの固定構造（固定剤方式）を示す断面図である。

図 1 5 は、第 8 の実施の形態のケーブルの固定構造（クッション方式）を示す断面図である。

25 図 1 6 は、第 8 の実施の形態のケーブルの固定構造（ガイド・レール方式）を示す断面図である。

す断面図である。

図 17 は、第 8 の実施の形態の端子接続構造を示す断面図である。

図 18 は、第 8 の実施の形態の図 17 の上面図である。

図 19 は、第 8 の実施の形態の端子接続構造を示す上面図である。

- 5 図 20 は、第 9 の実施の形態の磁気共鳴イメージング装置の静磁場発生装置の断面図である。

図 21 は、第 9 の実施の形態の端子接続構造を示す断面図である。

図 22 は、第 9 の実施の形態の端子接続構造を示す断面図である。

図 23 は、第 10 の実施の形態の配管の端子接続構造を示す断面図である。

- 10 図 24 は、第 10 の実施の形態のロック式のコネクタを用いた配管の接続構造を示す断面図である。

図 25 は、第 10 の実施の形態のゴム製のチューブを用いた配管の接続構造を示す断面図である。

- 15 図 26 は、第 10 の実施の形態のコネクタを用いた配管の接続構造を示す図である。

図 27 は、第 10 の実施の形態の凹部 3 の略中央での配管を接続する構造を示す断面図である。

図 28 は、第 11 の実施の形態の静磁場発生装置の断面図である。

- 20 図 29 (a) は、第 12 の実施の形態の下側超電導磁石 101b の断面図であり、図 29 (b) は、図 29 (a) の超電導磁石 101b に凹部 3 と貫通孔 4 を設けた構成を示す断面図である。

図 30 は、第 13 の実施の形態の下側超電導磁石 101b の断面図である。

図 31 (a) は、第 14 の実施の形態の下側超電導磁石 101b の断面図であり、

- 25 図 31 (b) は、図 31 (a) の一部を拡大した断面図と、ナットとネジの斜視図である。

図 3 2 は、第 1 4 の実施の形態の台座を取り付けて傾斜磁場コイルをボルト固定する構造を示す断面図である。

図 3 3 は、本発明に第 1 の実施の形態の MR I 装置の全体構成を示す斜視図である。

5 発明を実施するための最良の形態

本発明の一実施の形態の磁気共鳴イメージング装置について図面を用いて説明する。

(第 1 の実施の形態)

第 1 の実施の形態の MR I 装置は、図 1 および図 3 3 にその全体図を示したように、静磁場発生装置 1 と、傾斜磁場コイル 2 1 と、高周波照射コイル 2 2 と、
10 被検体 1 2 9 を搭載するベッド 1 3 1 と、高周波受信コイル 1 3 2 とを有している。これらの他に制御・演算系として、傾斜磁場電源 1 3 5、高周波装置 1 3 4、制御装置 1 3 7、演算装置 1 2 8、入力装置 1 4 1 および表示装置 1 3 0 を含んでいる。また、図 1 に示すように、傾斜磁場コイル 2 1 に冷却水等の冷媒を供給
15 する熱交換器 4 0 0 1 およびポンプ 4 0 0 2 も有している。

静磁場発生装置 1 は、図 2、図 3 および図 3 3 に示したように、上下に対向して配置された一対の超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b と、それらを連結する 2 本の連結柱 6 とを有する。一対の超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b は、その間の空間に強く均一な静磁場領域 (撮像空間) 9 を生じさせる。磁場の方向は、Z 方向である。
20 ベッド 1 3 1 は、被検体 1 2 9 を搭載し、撮像部位を均一静磁場領域 9 に配置する。傾斜磁場コイル 2 1 および高周波照射コイル 2 2 は、図 1 に示すように超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b の被検体 1 2 9 側 (対向面側) に配置されている。高周波照射コイル 2 2 は、ラーモア周波数に等しい周波数の高周波磁場パルスを撮像部位に照射する。これにより、被検体 1 2 9 の原子核スピンは励起され、N
25 MR 信号を放出する。撮像部位の近傍に配置された受信コイル 1 3 2 は、放出さ

れたNMR信号を検出する。傾斜磁場コイル21は、NMR信号に位置情報を付加するために、X、Y、Zの3軸方向について傾斜磁場を均一静磁場領域9に印加する。

受信コイル32によって受信されたNMR信号は、高周波装置134によって
5 検出され、演算装置128に受け渡され、画像再構成演算等が行われる。再構成された画像は、表示装置130に出力され表示される。また、高周波装置134は、受信コイル132の受信信号の検出の他に、高周波照射コイル22に高周波磁場パルスを発生させるための高周波電力の供給も行う。傾斜磁場電源135は、傾斜磁場コイル21へ電流を供給し、所定の傾斜磁場を発生させる。制御装置1
10 37は、傾斜磁場電源135および高周波装置134の動作を制御する。これにより、入力装置141を介してオペレータから指示を受けた所定の撮像パルスシーケンスを実行させる。また、演算装置128の演算処理を制御することにより、オペレータの所望の画像を再構成させる。

つぎに、超電導磁石101a、101bの詳しい構造を、図3の超電導磁石1
15 01bの断面図を参照して説明する。超電導磁石101a、101bは、クライオ容器2と、その内部に收容された超電導コイル群11とを有する。クライオ容器2は、冷媒のヘリウムが充填された冷媒槽33と、その外側に所定の間隔を開けて固定された真空容器31とを含む。超電導コイル群11は、冷媒槽33の内部に配設されている。冷媒槽33と真空容器31との間に空間は所定の真空度に
20 減圧されている。また、冷媒槽33と真空容器31との間の真空空間には、冷媒槽33を包み込むように熱輻射シールド層（図示せず）が配置されている。このような構造により、超電導コイル群11の温度を超電導転移温度以下に保持している。なお、冷媒槽33および真空容器31は、ステンレス製またはガラス繊維強化プラスチック（GFRP：Glass Fiber Reinforced Plastics）製のものをを用いる
25 ことができる。

超電導コイル群 1 1 は、アクティブシールド方式で漏洩磁場を防止する構成であり、静磁場領域 9 を形成する磁場を発生する超電導コイル 1 2 と、漏洩磁場防止のための磁場を発生するシールド用超電導コイル 1 3 と、静磁場均一度の向上のための補正用超電導コイル 1 4 とを含んでいる。シールド用超電導コイル 1 3
5 と補正用超電導コイル 1 4 を強磁性体に置き換えることも可能である。

クライオ容器 2 の外形は、円柱形状であるが、均一静磁場領域 9 側の面（対向面） 2 5 の壁面には、図 2、図 3 に示したように凹部 3 が設けられている。すなわち、対向面 2 5 を構成する真空容器 3 1 の壁面 3 1 a および冷媒槽 3 3 の壁面 3 3 a は、凹部 3 の形状に窪んでいる。傾斜磁場コイル 2 1 は、凹部 3 の内側に
10 配置された固定部 1 5 によって支持され、かつ、クライオ容器 2 に固定されている。固定部 1 5 による傾斜磁場コイル 2 1 の固定方法としては、接着剤等による固着やボルト等による締結等を用いることができる。高周波照射コイル 2 2 は、凹部 3 内であって傾斜磁場コイル 2 1 のより撮像空間 9 側に配置されている。また、必要に応じて静磁場を補正するためのシムコイルを凹部 3 内に配置すること
15 もできる。このように、凹部 3 内に傾斜磁場コイル 2 1 と高周波照射コイル 2 2 とシムコイル等を配置することにより、上下の超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b の間の空間に、傾斜磁場コイル 2 1 と高周波照射コイル 2 2 等が突出しない。これにより、上下の超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b の間の空間を広くできるため、被検体 1 2 9 に開放感を与えることができる。

20 また、図 2 に示したように、超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b のそれぞれのクライオ容器 2 は、対向面 2 5 とは逆側の面（反対向面） 2 6 に構成補強部材が固定されている。ここでは構成補強部材として、剛性の大きな材料で構成された厚板状補強部材 5 1 を用いている。厚板状補強部材 5 1 の材料は、剛性の大きな材料であればよく、例えば金属やセラミックスを用いることができる。厚板状補強部
25 材 5 1 の厚さは、厚いほど大きな剛性が得られるので望ましいが、厚くなるほど

重量も大きくなり、配置スペースも必要となるため、これらを勘案して適切な厚さのものをを用いる。厚板状補強部材 5 1 の固定方法としては、例えば、クライオ容器 2 の反対向面 2 6 の全面または一部へ溶接または接着等により強固に固着する方法や、多数本のボルトで締結する方法を用いることができる。これにより、厚板状補強部材 5 1 は、クライオ容器 2 の反対向面 2 6 の剛性を補強している。

また、クライオ容器 2 には、反対向面 2 6 から対向面 2 5 へと貫通する複数の貫通孔 4 が設けられている。貫通孔 4 の壁面は、冷媒槽 3 3 を延長した壁面 3 3 b と真空容器 3 1 を延長した壁面 3 1 b の二重構造になっており、断熱構造を維持している。これら貫通孔 4 の壁面は、反対向面 2 6 に対して対向面 2 5 を支持する支柱として作用する。反対向面 2 6 は、厚板状補強部材 5 1 によって剛性が高められているため、これに一端が固定された貫通孔 4 の壁面が、対向面 2 5 を複数箇所支持することにより、クライオ容器 2 の対向面 2 5 の剛性を高めることができる。

15 超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b は、強度の大きな静磁場領域 9 を効率よく発生させる必要があるため、クライオ容器 2 の対向面 2 5 の壁面 3 1 a、3 3 a の間隔および厚さをなるべく薄くし、超電導コイル 1 2 を静磁場領域 9 に近接させることが望まれる。このため、クライオ容器 2 の対向面 2 5 の剛性を向上させることは容易ではないが、本実施の形態では反対向面 2 6 側に厚板状補強部材 5 1 を配置して剛性を高め、反対向面 2 6 から対向面 2 5 へと貫通する貫通孔 4 を設けることにより、対向面 2 5 の厚さを厚くすることなく剛性を高めることができる。

また、対向面 2 5 の凹部 3 に固定されている傾斜磁場コイル 2 1 には、傾斜磁場電源 1 3 5 から撮像パルスシーケンスに合わせたパルス電流が供給されるため、パルス状のローレンツ力が生じ、振動が発生することが知られている。この振動は、傾斜磁場コイル 2 1 が固定されているクライオ容器 2 の壁面 3 1 a、3 3 a

に伝搬するが、複数箇所配置された貫通孔 4 の壁面 3 1 b、3 3 b が支柱として支えることにより、対向面 2 5 を構成する壁面 3 1 a、3 3 a の振動を効果的に低減することができる。

5 なお、貫通孔 4 の数および配置は、傾斜磁場電源 1 3 5 に生じる振動周波数やクライオ容器 2 の固有振動数、厚板状補強部材 5 1 の重量や厚さ等を考慮してシミュレーション等により、効果的に振動が抑制される数および位置を求め、それにより決定する。

10 一方、凹部 3 に配置する高周波照射コイル 2 2 および傾斜磁場コイル 2 1、ならびに必要なに応じて配置するシムコイルには、高周波装置 1 3 4 および傾斜磁場電源 1 3 5 等から電流を供給する配線（ケーブル）8 を接続する必要がある。また、傾斜磁場コイル 2 1 には、強度の大きな傾斜磁場を得るために短時間に大電流を供給がされるため、冷却管を接続し、熱交換器 4 0 0 1 によって冷却された冷媒（例えば水）をポンプ 4 0 0 2 から供給し、コイル導体に生じるジュール熱を冷却する必要がある。よって、ケーブル 8 を 4 本～6 本と冷却管 2 本を外部から凹部 3 の内側に引き込む必要がある。ケーブル 8 や冷却管の外径は、一般的な MRI 装置では $\phi 10\text{ mm} \sim 30\text{ mm}$ 程度であるため、6～10 本となると、かなりのスペースが必要であり、クライオ容器 2 の凹部 3 の辺縁部を乗り越えさせるルートで配設すると、超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b の間の空間を狭めてしまう。また、クライオ容器 2 の凹部 3 の辺縁部には、静磁場を効果的に発生させるために超電導コイル 1 2 が近接して配置されるため、辺縁部に切り欠きを設けることはできない。

25 そこで、本実施の形態では、ケーブル 8 および冷却管を貫通孔 4 を通して、外部から凹部 3 内へ引き込む構成を用いる。すなわち、クライオ容器 2 の貫通孔 4 と連続し、外部まで通じる貫通孔 7 1 を厚板状補強部材 5 1 に設け、貫通孔 4 および貫通孔 7 1 を配線・配管路として用いる。図 3 の例では、厚板状補強部材 5

1のクライオ容器2側の面に、貫通孔4から外周面まで通じる溝形状の貫通孔71を設けている。貫通孔7の開口71aは、厚板状補強部材51の外周面に設けられている。ケーブル8は、開口71aから厚板状補強部材51の貫通孔71に引き込まれ、クライオ容器2の貫通孔4を通して凹部3内に引き込まれ、傾斜5
磁場コイル21および高周波照射コイル22等に接続されている。また、図示していないが冷却管も別の貫通孔4および貫通孔71を通すことによって、凹部3内に引き込み、傾斜磁場コイル21に接続している。

これにより、ケーブル8および冷却管を、2つの超電導磁石101a、101bとの間の空間を通すことなく、傾斜磁場コイル21および高周波照射コイル2
10 2等に接続することができるため、2つの超電導磁石101a、101bの間の空間を広く維持でき、被検者129に開放感を与えることができる。また、術者が被検者129へアクセスするのも容易になる。

上述してきたように、本実施の形態の構成によれば、クライオ容器2の凹部3に傾斜磁場コイル21および高周波照射コイル22等を配置でき、かつ、ケーブル8および冷却管をクライオ容器2の貫通孔4を通して凹部3内に引き込むことができるため、2つの超電導磁石101a、101bの間の空間を広く維持でき、被検者129に開放感を与えることができる。しかも、貫通孔4の壁面31b、33bが対向面25を支持する支柱として作用するため、傾斜磁場コイル21から伝搬する振動によって対向面25に振動が生じるのを抑制することができる。
15 よって、ケーブル8等の引き回しのために対向面25の辺縁部を切り欠いたり、振動抑制のために対向面25を厚くしたりする必要がないため、超電導コイル12による静磁場領域9の発生に影響を与えることなく、開放性の維持の効果と、振動抑制の効果とを同時に得ることができる。

厚板状補強部材51は、例えば、厚さ数十cmにすることができ、その材質として
25 してはステンレス等を用いることができる。クライオ容器2の貫通孔4の数は、

3本以上にすることができ、それらを点対称な位置に配置することができる。また、貫通孔4の直径は、クライオ容器2の直径に対して約15%以下にすることが望ましい。その理由は、貫通孔4の直径が大きくなると、クライオ容器2の構造強度は高まるが、表面積が大きくなるために、冷媒槽33への熱浸入量が増加するためである。具体的には、本実施の形態では、貫通孔4は、3本としており、その直径は、100mm程度にしている。クライオ容器2の直径は、一般的なMRI装置と同じく2m弱である。貫通孔4の直径が100mm程度であれば、貫通孔4を設けることより増加するクライオ容器2の壁面面積の割合はわずかであり、クライオ容器2の断熱効果はほとんど低減しない。また、100mm程度の径があれば、貫通孔4にケーブル8や冷却管をそれぞれ通すことが可能である。

上述の実施の形態では、厚板状補強部材51とクライオ容器2とを別部材とし、固着等の手段により両者を固定する構成であったが、クライオ容器2の反対向面26側の壁面（底面）を厚板状補強部材51と同様の厚さにすることにより、厚板状補強部材51とクライオ容器2とを一体にすることもできる。

また、図3の例では、厚板状補強部材51に設けた貫通孔71から外周面にケーブル8等を引き出しているが、厚板状補強部材51を厚さ方向に貫通する貫通孔71を設け、厚板状補強部材51の裏面からケーブル8および冷却管を引き出す構成にすることももちろん可能である。この場合、下側の超電導磁石101bについては、厚板状補強部材51に脚部を設け、床面との間に空間を確保することにより、ケーブル8および冷却管を容易に引き出すことができる。

貫通孔4、71の壁面と、ケーブル8または冷却管との間に、クッション部材を配置したり、接着剤を充填することにより、ケーブル8または冷却管を貫通孔4、71の壁面と固定することも可能である。これにより、傾斜磁場コイル21の振動がケーブル8や冷却管を伝わって超電導磁石101a、101bに伝導するのを低減することができる。

また、本実施の形態では、液体ヘリウム温度まで冷却するクライオ容器 2 であるため、貫通孔 4 の壁面を真空容器 3 1 の壁面 3 1 b と冷媒槽 3 3 の壁面 3 3 b の二重構造にしているが、超電導コイル群 1 1 を液体ヘリウム温度まで冷却する必要がない場合には、内周側の冷媒槽 3 3 の壁面 3 3 b を設けず、一重構造にする

5 することも可能である。

なお、一般に超電導磁石から傾斜磁場電源 1 3 5 や高周波装置 1 3 4 へのケーブルは、床面近くに配置されるので、上部超電導磁石 1 0 1 a に接続するケーブル 8 および冷却管は、連結柱 6 の側面を這わせて上部超電導磁石 1 0 1 a まで到達させるように配置することができる。

10 (第 2 の実施の形態)

本発明の第 2 の実施の形態の MR I 装置について、図 4 および図 5 (a), (b) を用いて説明する。第 2 の実施の形態の MR I 装置は、クライオ容器 2 に固定する補強部材として、第 1 の実施の形態で用いた厚板状補強部材 5 1 の代わりに格子状補強部材 5 2 を用いている。他の構造は、第 1 の実施の形態と同様である。

15 格子状補強部材 5 2 を用いることにより、クライオ容器 2 の剛性を高めながら、厚板状補強部材 5 1 を用いた場合よりも重量を軽減することが可能である。また、格子の開口部分と、貫通孔 4 の位置とを一致させることにより、格子状補強部材 5 2 に貫通孔を設けることなく、裏面側にケーブル 8 および冷却管を引き出すことが可能である。また、格子状補強部材 5 2 の外周側にケーブル 8 等を引き出す
20 場合にも、図 4、図 5 (a)、(b) のように格子のいくつかに貫通孔 7 2 を設けるだけでよい。加工が容易である。ただし、振動抑制効果を高めるためには、貫通孔 7 2 はできるだけ数を少なく、かつ、直径を小さくすることが望ましい。

(第 3 の実施の形態)

第 3 の実施の形態の MR I 装置について、図 6 を用いて説明する。第 3 の実施
25 の形態の MR I 装置は、第 1 の実施の形態と同様に、補強部材として厚板状補強

部材 5 1 を用いるものであるが、厚板状補強部材 5 1 は複数の部材に分割されたものを用いる。図 5 の例では、円形の厚板状補強部材 5 1 は、2 つの半円状の部材 5 1 a、5 1 b に予め分割されており、部材 5 1 a と部材 5 1 b とを、クライオ容器 2 の貫通孔 4 の開口を挟んで空隙 7 3 を開けて配置している。これにより、
5 空隙 7 3 をケーブル 8 および冷却管を配置する経路として用いることができる。よって、図 3 のように厚板状補強部材 5 1 のように貫通孔 7 1 を形成する必要がなく、厚板状補強部材 5 1 の製造が容易になるという利点がある。

ただし、図 6 に示した例では、空隙 7 3 が厚板状補強部材 5 1 の中央を横切るように配置しているが、この配置に限らず、クライオ容器 2 の振動周波数や厚板
10 状補強部材 5 1 の固有振動数等を考慮して、振動抑制の観点から最適な位置に空隙 7 3 を配置するように設計することが望ましい。

(第 4 の実施の形態)

第 4 の実施の形態の MRI 装置について、図 7 を用いて説明する。第 4 の実施の形態の MRI 装置は、クライオ容器 2 の対向面 2 5 側に設けた凹部 3 のみならず反対向面 2 6 側にも凹部 1 0 4 を設けた構造である。反対向面 2 6 には、格子
15 状補強部材 5 2 を配置している。格子状補強部材 5 2 は、凹部 1 0 4 の内部にも配置されている。

一般的に、アクティブシールド方式の超電導コイル群 1 1 は、第 1 の実施の形態で既に述べたように、均一静磁場領域 9 に近い対向面 2 5 側に超電導コイル 1
20 2 が配置され、補正用超電導コイル 1 4 も対向面 2 5 側に配置される。そして、反対向面 2 6 側にシールド用超電導コイル 1 3 が配置される。このため、反対向面 2 6 の中央部には、コイルは配置されていないため、この部分に凹部 1 0 4 を設けることができる。これにより、凹部 1 0 4 内にも格子状補強部材 5 2 を配置することができるため、超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b の厚さを薄くすることが
25 可能である。よって、凹部 1 0 4 がない図 4 に示した構成と同じ剛性を、薄い超

電導磁石 101a、101b によって得ることができる。これにより、コンパクトな超電導磁石 101a、101b を提供することが可能である。

また、凹部 104 の高さを大きく取ることにより、ケーブル 8 や配管を曲げる際に大きな曲率半径にすることが可能になる。よって、大電流が必要な傾斜磁場
5 コイル 21 のケーブル 8 等、外径の太いケーブルも容易に配設することが可能になる。

なお、図 7 の格子状補強部材 52 に代えて、図 2 の構造の厚板状補強部材 51
や図 6 の構造の厚板状補強部材 51 を配置することも可能である。

(第 5 の実施の形態)

10 第 5 の実施の形態の MRI 装置について、図 8 を用いて説明する。第 5 の実施の形態の MRI 装置は、クライオ容器 2 に 3 以上の貫通孔 4 を設け、3 つの貫通孔 4 にそれぞれ連結する 3 つの貫通孔 71 を厚板状補強部材 51 に放射状に設けている。3 つの貫通孔 71 には、それぞれ傾斜磁場コイル 21 へのケーブル 81
と、高周波照射コイル 22 へのケーブル 82 と、傾斜磁場コイル 21 への冷却管
15 83 とを通してある。このように配置することにより、ケーブル 81 とケーブル 82 とが近接することがないので、大電流が流れる傾斜磁場コイル 21 へのケーブル 81 から生じる誘導磁場によって、高周波照射コイル 22 へのケーブル 82 に流れる信号が影響を受けるのを防止することができる。また、冷却管 83 が配置される貫通孔 71 が、ケーブル 81、82 がそれぞれ配置される貫通孔 71 と
20 は別であるため、万一、冷却管 83 に漏水が発生した場合であっても、ケーブル 81、82 が水で濡れる恐れがない。

また、3 つの貫通孔 71 を放射状に配置したことにより、厚板状補強部材 51 の剛性の対称性を高めることができるため、傾斜磁場コイル 21 に発生させる傾斜磁場の軸によって傾斜磁場コイル 21 の振動挙動が変化した場合であっても、
25 軸方向に関わらず振動抑制が可能である。

また、図 8 に示した構成では、クライオ容器 2 に 3 以上の貫通孔 4 を設け、3 つの貫通孔 4 からそれぞれケーブル 8 1、8 2 および冷却管 8 3 を引き出しているが、貫通孔 4 を中央部に 1 つのみ設け、この 1 つの貫通孔 4 からケーブル 8 1、8 2 および冷却管 8 3 を引き出すことも可能である。この場合、厚板状補強部材 5 1 の放射状の 3 つの貫通孔 7 1 を中央部で連結した構成とする。ケーブルが近接した部分には、ケーブル 8 1、8 2、冷却管 8 3 の間をそれぞれ電氣的に仕切る分離板等を配置することが望ましい。

(第 6 の実施の形態)

第 6 の実施の形態の MR I 装置について、図 9、図 10、図 11 を用いて説明する。第 6 の実施の形態の MR I 装置は、図 9 に示したようにクライオ容器 2 に少なくとも 3 つの貫通孔 4 を設け、厚板状補強部材 5 1 には 3 つの貫通孔 4 にそれぞれ連結する 3 つの貫通孔 7 1 を設けている。この 3 つの貫通孔 7 1 は、厚板状補強部材 5 1 の途中の合流点 7 1 c において合流し、1 本の径の大きな貫通孔 7 1 d になっている。径の大きな貫通孔 7 1 d の開口 7 1 b は、厚板状補強部材 5 1 の外周面に設けられている。また、径の大きな貫通孔 7 1 d の内部には、内部空間を 3 つに分割するための板状もしくは筒状の仕切り 8 6 が配置されている。

傾斜磁場コイル 2 1 へのケーブル 8 1 と、高周波照射コイル 2 2 へのケーブル 8 2 と、傾斜磁場コイル 2 1 への冷却管 8 3 はいずれも、開口 7 1 b から厚板状補強部材 5 1 内の径の大きな貫通孔 7 1 d に引き込まれ、仕切り 8 6 によって分離された 3 つの空間をそれぞれ通り、合流点 7 1 c において 3 つの貫通孔 7 1 に分岐し、クライオ容器 2 の別々の貫通孔 4 を通って、凹部 3 内に引き込まれる。このような構造により、一カ所の開口 7 1 b において、ケーブル 8 1、8 2 と冷却管 8 3 とをすべて管理することができるため、管理が容易になるという利点がある。

また、本実施の形態では、図 11 に示したように、径の大きな貫通孔 7 1 d の

内部において、仕切り 8 6 で分離された 3 つの空間のうち鉛直上側に位置する 2 つの空間をケーブル 8 1 とケーブル 8 2 とがそれぞれ通り、鉛直下側に位置する 1 つの空間を冷却管 8 3 が通るようにしている。これにより、万一、冷却管 8 3 に水漏れが生じた場合であっても、ケーブル 8 1、8 2 が濡れる恐れがないよう
5 にしている。

さらに、図 1 1 のように、冷却管 8 3 は、傾斜磁場コイル 2 1 へのケーブル 8 1 の下側の空間を通過するように配置されている。このように冷却管 8 3 を配置することにより、大電流が流れるケーブル 8 1 から生じるジュール熱を冷却管 8 3 によって冷却することができる。なお、ケーブル 8 1 の構造としては、傾斜磁
10 場コイル 2 1 の X、Y、Z コイルへのそれぞれの給電線 6 本を束に配線するのではなく、図 1 1 のように一列に並べて配線することにより、冷却効率を高めることができる。仕切り 8 6 の材質は、銅やアルミ等の熱伝導性が高い金属にすることにより、冷却効率が高まる。この仕切り 8 6 は、磁気シールドとして作用するため、傾斜磁場コイル 2 1 へのケーブル 8 1 から生じる誘導電磁波がケーブル 8
15 2 へ影響を与えるのを防止する効果も得られる。

(第 7 の実施の形態)

第 7 の実施の形態の MRI 装置について、図 1 2 を用いて説明する。第 7 の実施の形態の MRI 装置は、図 1 2 に示したようにクライオ容器 2 の反対向面 2 6 の壁面（底面）を厚くすることにより、厚板状補強部材 5 4 を一体に形成してい
20 る。この厚板状補強部材 5 4 は、貫通孔 4 よりも外周側のドーナツ状の領域のみ配置している。貫通孔 4 よりも中心側の領域には、格子状補強部材 5 6 を配置している。これにより、加工が容易な構造でありながら、クライオ容器 2 の反対向面 2 6 の剛性を高めている。ただし、図 1 2 においては、連結柱 6 を省略している。

25 格子状補強部材 5 6 は、開口の位置が貫通孔 4 の位置と一致するよう配置され

ている。ケーブル 8 1, 8 2 および冷却管 8 3 は、格子状補強部材 5 4 の開口および貫通孔 4 を通って、凹部 3 内に引き込まれている。また、図 1 2 のように、下側の超電導磁石 1 0 1 b の下に脚部 5 5 を配置し、床面 5 7 との間に空間を作ることにより、下側の超電導磁石 1 0 1 b へのケーブル 8 1, 8 2 および冷却管 5 8 3 の外周面への引き回しを容易にすることができる。

上述してきた第 1 から第 7 の実施の形態では、上側の超電導磁石 1 0 1 a と下側の超電導磁石 1 0 1 b で、クライオ容器 2 の補強構造を同じにしている。しかしながら、上下の超電導磁石 1 0 1 a, 1 0 1 b で振動に対する応答は当然異なるので、上側は格子状補強部材 5 2 を採用し、下側は板状補強部材 5 1 を採用するなど、上下の超電導磁石 1 0 1 a, 1 0 1 b で異なる補強構造を用いることもできる。また、上下の超電導磁石 1 0 1 a, 1 0 1 b で、補強部材の寸法や材質を異ならせることも可能である。一般に重量物を超電導磁石 1 0 1 a の上部に配置すると低い周波数の共振を生じやすくなるため、図 1 2 の実施の形態のように、厚板状補強部材 5 1 の厚さを、下側の超電導磁石 1 0 1 b と比較して、上側の超電導磁石 1 0 1 a の方が薄くなるようにすることができる。

また、第 1 ～第 7 の実施の形態では、クライオ容器 2 に対して傾斜磁場コイル 2 1 を固定部 1 5 によって固定しているが、後述する第 1 1 ～第 1 4 の実施の形態で示した構造を用いてクライオ容器 2 と傾斜磁場コイル 2 1 とを強固に固定し、一体化することも可能である。これにより、クライオ容器 2 と傾斜磁場コイル 2 1 の全体の剛性が向上するので、クライオ容器 2 および傾斜磁場コイル 2 1 全体の振動を低減することができる。

さらに第 1 ～第 7 の実施の形態において、傾斜磁場コイル 2 1 とケーブル 8 との接続部の構造、または、傾斜磁場コイル 2 1 と冷却管 8 3 との接続部の構造として、後述の第 8 ～第 1 0 に示した構造を用いることが可能である。これにより傾斜磁場コイルとケーブル 8 または冷却管 6 3 との接続を容易に行うことができ、

製造効率およびメンテナンス作業の効率を向上させることができる。

(第 8 の実施の形態)

次に、本発明に係る第 8 の実施の形態を図 1 3 に基づいて説明する。第 8 の実施の形態のMRI装置は、第 1 の実施の形態と同様の構成であるが、超電導磁石

5 101a, 101bには厚板状補強部材51、54および格子状補強部材52、56は備えられていない。

超電導磁石101a、101bのクライオ容器2には、中央の凹部3の側面付近、つまり傾斜磁場コイル21側面付近に、少なくとも1以上(図13では両側に2つ)の貫通孔4が対向面25側から反対向面26側を結んで設けられている。

10 貫通孔4の断面形状は、円、四角形、楕円などでいずれでも良い。

図14に示すように傾斜磁場コイル21及び高周波磁場コイル22のケーブル8は、貫通孔4に固定される。すなわち、超電導磁石101a、101bの組立時に、貫通孔4にケーブル8を通し、液ダメ用の栓207を穴の下方に配置し、

15 上方から固定剤(例えば樹脂、発泡剤)208を流し込んで硬化させることによりケーブル8を貫通孔4に固定している。液ダメ用の栓207は、樹脂、またはシリコンゴムなどの高分子材料でもよく、気密性の高いものが良い。

また図15に示すように、あらかじめ外径が貫通孔4の穴形状に加工されたクッション材(例えばコルク、緩衝材)209にケーブル8を固定し、貫通孔4に挿入しても良い。クッション材209の貫通孔4への固定は、あらかじめクッション材209外表面に接着剤を塗っておくか、または、貫通孔4への挿入後に接着剤を流し込む方法によって行うことができる。

また図16に示すように、ケーブル8に棒状のガイド221を固定しておき、貫通孔4には、ガイド221を案内するレール222を取り付ける構成にすることも可能である。これにより、ケーブル8を固定したガイド221をレール222に沿って案内し、所定の位置でガイド221を固定する構成にすることも可能

である。

図 17 に示すように、ケーブル 8 は、傾斜磁場コイル 21 に取り付けられた電
流受給端子 211 に接続される。図 18 は図 17 を上方から見た図である。ケー
ブル 8 の先端には電流供給端子 210 が取り付けられている。端子 211 は傾斜
5 磁場コイルから出ている電流受給端子である。電流受給端子 211 が電流供給端
子 210 に重なるように、上方から傾斜磁場コイル 21 をクライオ容器 2 に搭載
し、ボルト 212 によって端子 210, 211 を締結することにより、傾斜磁場
コイル 21 とケーブル 8 とを接続することができる。これにより、ボルト 212
の締結は、凹部 3 の上方からアクセスできるため、視認性が良く、締結作業を容
10 易に行うことができる。また、ボルト 212 を外すだけでケーブル 8 と傾斜磁場
コイル 21 とを分離できるので、傾斜磁場コイル 21 の取り外しも容易に行うこ
とができる。

また、端子 210, 211 は図 17 の様にボルト 212 で締結せずに、コネク
タを用いて電氣的に接触させる構成にすることも可能である。図 19 に電流供給
15 端子 210 としてコネクタ 213、電流受給端子 211 としてコネクタ 214 を
用いた例を示す。コネクタ 213, 214 としては、例えば、マルチコンタクト
社製の商品名「フォークプラグ」を用いることが可能である。

以上が第 8 の実施の形態であるが、別の態様として、予め傾斜磁場コイル 21
にケーブル 8 を取り付けおき、傾斜磁場コイル 21 を超電導磁石 101a、1
20 01b に取り付けの際に、ケーブル 8 を貫通孔 4 に固定する構成にすることもで
きる。その場合、傾斜磁場コイル 21 に取り付けられているケーブル 8 は、クラ
イオ容器 2 に傾斜磁場コイル 21 を取り付けの際に貫通孔 4 を通す。その方法と
しては、例えば、ケーブル 8 に棒状等のガイド 221 となるものを仮固定し、ガ
イド 221 を貫通孔 4 に設けたレール 222 に通す方法を用いることができる。
25 次に、貫通孔 4 の下部に液ダメ用の栓 207 を配置し、上方より固定剤 208 を

流し込み、硬化させる。

または、レール 2 2 2 を用いずにガイド 2 2 1 のみで貫通孔 4 を通し、貫通孔 4 の下方に液ダメ用の栓 2 0 7 を配置し、上方より固定剤 2 0 8 を流し込み硬化させても良い。また、ガイド 2 2 1 の先端にケーブル 8 を仮固定し、貫通孔 4 を
5 通す際のガイドとして用いた後はガイド 2 2 1 を取り外しても良い。

第 8 の実施の形態では、クライオ容器 2 に設けられた貫通孔 4 の壁面が支柱として作用するため、クライオ容器 2 全体の剛性を高めることができる。これにより、超電導磁石 1 0 1 a, 1 0 1 b の振動を低減することが可能である。また、ケーブル 8 と貫通孔 4 の壁面との間の空間をクッション材 2 0 9 や固定剤 2 0 8
10 で充填し、ケーブル 8 を固定しているため、傾斜磁場コイル 2 1 の振動がケーブル 8 を介して超電導磁石 1 0 1 a, 1 0 1 b に伝導するのを低減することができる。また、貫通孔 4 にケーブル 8 を通す際に、端子 2 1 0, 2 1 1 等を用いることにより、接続の作業が容易になるという効果も得られる。

なお、クライオ容器 2 に対して、第 1 ～第 7 の実施の形態の厚板状補強部材 5
15 1, 5 4 や格子状補強部材 5 2, 5 6 を固定することももちろん可能であり、その場合、クライオ容器 2 の剛性をさらに向上させることができるため、超電導磁石 1 0 1 a, 1 0 1 b の剛性をいっそう低減することができる。

(第 9 の実施の形態)

次に、本発明に係る第 9 の実施の形態を図 2 0 に基づいて説明する。本実施の
20 形態も第 8 の実施の形態と同様に、超電導磁石 1 0 1 a, 1 0 1 b には、厚板状補強部材 5 1 等および格子状補強部材 5 2 等は備えられていない。

図 2 0 の超電導磁石 1 0 1 a, 1 0 1 b のクライオ容器 2 には、中央の凹部 3 の中心部に少なくとも 1 以上 (図 2 0 では 1 つ) の貫通孔 4 が対向面 2 5 側から反対向面 2 6 側を結んで設けられている。接続端子以外の構成は、第 8 の実施の
25 形態の図 1 3 の構造と同じである。

図 21 に、本実施の形態のケーブル 8 と傾斜磁場コイル 21 との接続構造を示す。端子 215 は、ケーブル 8 の先に取り付けられた電流供給端子であり、窪み 215a を有している。ここでは、この窪み 215a の断面形状を円形としているが、特に円形である必要はなく多角形でも良い。端子 216 は、傾斜磁場コイル 21 に取り付けられた電流受給端子であり、端子 215 の円形の窪み 215a に挿入される突起 216a を有している。電流受給端子 216 の突起 216a を電流供給端子 215 の窪み 215a に挿入することにより、傾斜磁場コイル 21 をケーブル 8 に接続することができる。このようにすることで、超電導磁石 101a、101b の中央部にケーブル 8 を接続することができ、取り外しも容易になる。この様な端子構造の具体例として、マルチコンタクト社製の商品名「B10Nソケット」と「S10Nプラグ」を用いることができる。さらには、着脱可能なロック式のコネクタ（例えば、マルチコネクタ社製の商品名「B10AR—Nソケット」と「S10AR—Nプラグ」）または図 19 に示すようなコネクタで垂直方向に接続可能なものを用いても良い。

第 9 実施の形態の別の態様として、事前に傾斜磁場コイル 21 にケーブル 8 を取り付けておき、傾斜磁場コイル 21 を超電導磁石 101a、101b に取り付けの際に、ケーブル 8 を貫通孔 4 に固定する構成にすることもできる。その場合、傾斜磁場コイル 21 に予め接続されているケーブル 8 は、傾斜磁場コイル 21 を超電導磁石 101a、101b に取り付ける際に貫通孔 4 を通す。その方法としては、図 22 に示すように、あらかじめ外径が貫通孔 4 の形状に加工されたクッション材 217 をケーブル 8 に固定し、クッション材 217 を貫通孔 4 に挿入する方法を用いることができる。クッション材 217 は、クッション材 217 外表面にあらかじめ塗布しておいた接着剤によって貫通孔 4 に固定することができる。

以上は、傾斜磁場コイル 21 へのケーブル 8 について説明したが、高周波磁場コイル 22 やシムコイルへのケーブル 8 の接続も同様に行うことができる。その

際複数の貫通孔4を設けて個別に、或いは、グループ分けしたケーブル8をそれぞれ貫通孔4に通しても良い。或いは、全ての必要なケーブル8を束ねて一つにまとめた状態で貫通孔4に固定することができる。

(第10の実施の形態)

- 5 次に、第10の実施の形態として傾斜磁場コイル21を冷却する冷媒を供給するための配管2208の接続構造について図23を用いて説明する。この構造は、単独で、または、第8および第9の実施の形態で説明したケーブル8の接続構造と組み合わせて用いることができる。

- 図23には、傾斜磁場コイル21側面部にて、配管2208と傾斜磁場コイル
10 21とを端子2101、2100によって接続する構造を示す。端子2100は、配管2208の先に取り付けた冷媒供給端子であり、端子2101は傾斜磁場コイル21に取り付けられた冷媒受給端子である。

- この配管2208及び端子2100、2101には、中空の貫通孔2208a
15 が設けられている。配管2208および端子2100、2101の断面形状は四角形でも円でも良い。冷媒供給端子2100の先端部突起2101aは、冷媒受給端子2101に設けられた窪み2100aに挿入される。この端子2100、2101として、図24のような着脱可能なロック式のコネクタ2102を用いることにより着脱可能な構造にすることができる。

- または、図25のように、配管2208としてゴム製のチューブ2105を用
20 いた場合は、冷媒供給端子2100を省略し、固定用バンド2103をネジ2104で締め付けることにより配管2208を固定しても良い。この様な端子2101とバンド2103の例としてストーブリ社製の商品名「クイックリリースカップリング」を用いることができる。

- また、冷媒供給端子2100、及び冷媒受給端子2101として非磁性の金属
25 材料（真鍮、ステンレスなど）製のものを用いた場合は、ろう付けにより両者を

固定しても良い。または、図26のように、ナット2106を回転させることにより配管2208と端子2100、2101とを固定するスウェージロック社製のコネクタを用いても良い。

5 以上のように構成することにより、傾斜磁場コイル21の外部で前記冷媒を冷却し、配管2208内に冷媒（液体、または気体）を循環させることにより、傾斜磁場コイル21を冷却できる。さらには、この配管2208及び端子2100、2101として導電性材料のものを用いる場合には、傾斜磁場電源135からの電流を配管2208に給電することにより、配管2208にケーブル8の機能を兼用させ、傾斜磁場コイル21に電流を供給することもできる。

10 以上は、傾斜磁場コイル21側面部にて、配管2208を接続する場合の構造を説明したが、図27のように、傾斜磁場コイル21の中央部において接続する場合にも適用できる。

第8～第10の実施の形態によれば、MRI装置において、開放性を損なうことなく、傾斜磁場コイル、高周波磁場コイル、シムコイルへの電流供給とエコー信号の受信を行うためのケーブル8および傾斜磁場コイルを冷却する冷媒を供給するための配管の固定と接続が共に容易にでき、また、メンテナンス時の傾斜磁場コイル、高周波磁場コイル、シムコイルの着脱が容易にできるようになる。

また、超電導磁石101a、101bのクライオ容器2に設けた貫通孔4の支柱としての作用により、クライオ容器2の剛性を高めることができるため、傾斜
20 磁場コイル21の振動により超電導磁石101a、101bが振動するのを抑制することができる。しかも、ケーブル8および配管2208と貫通孔4の内壁に対してクッション材217または固定剤208で固定することにより、ケーブル8および配管2208を介して傾斜磁場コイル21の振動が超電導磁石101a、101bに伝導するのを低減することができる。これにより、超電導磁石101
25 a、101bの振動を低減することができる。

5 なお、第 8～第 10 の実施の形態の構成に加えて、第 1～第 7 の実施の形態の厚板状補強部材 5 1、5 4 や格子状補強部材 5 2、5 6 の構成補強部材を固定することももちろん可能である。この場合、クライオ容器 2 の剛性をさらに向上させることができるため、超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b の剛性をいっそう低減することができる。

(第 1 1 の実施の形態)

10 第 1 1 の実施の形態は、剛性向上構造を有して強固に形成された超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b に傾斜磁場コイル 2 1 を堅固に固定することにより、傾斜磁場コイル 2 1 の振動振幅を低減する。その結果、超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b の振動振幅も抑制する。同時に、振動による騒音の発生も抑制するものである。超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b の構造は、第 1 の実施の形態と同様であるが、厚板状補強部材 5 1 等は備えられていない。

15 第 1 1 の実施の形態を図 2 8 を用いて説明する。傾斜磁場コイル 2 1 は、超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b のクライオ容器の対向面 2 5 に固定部材 3 2 0 3 により固定される。傾斜磁場コイル 2 1 の重量は構造・材質によってかなり変化するが、一般には 3 0～4 0 0 k g 程度と比較的重い。本実施形態においては、クライオ容器 2 に傾斜磁場コイル 2 1 を堅固に固定することにより、傾斜磁場コイル 2 1 の振動振幅を低減するものである。その結果、超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b の振動振幅が抑制されると共に、騒音の発生も抑制される。

20 即ち、傾斜磁場コイル 2 1 とクライオ容器 2 とを堅固に固定して一体化することにより、一体化していない場合と比較して、トータルでの剛性を高めることができる。この結果、同一強度のローレンツ力が作用した場合には、一体化していない場合と比較して、振動振幅を小さく押さえることが可能となる。しかも、本実施形態においては、トータルの剛性を向上するために、傾斜磁場コイル 2 1 の
25 対向面 3 2 5 側にヤング率の高い材質の板（例えば、ガラスエポキシ板等）を傾

斜磁場コイル補強材 3 2 0 5 として密接して貼り付ける。この貼り付けには、接着や傾斜磁場コイル 2 1 と一体でのモールド等を採用できる。

また、クライオ容器 2 の対向面 2 5 側の壁面厚さは、撮像空間（均一静磁場領域 9）の磁場強度や均一性等の他の設計条件が許す限り厚くすることが望ましく、

- 5 これによりトータルでの剛性を高めることが可能となる。さらに、図 2 8 では、固定部材 3 2 0 3 を傾斜磁場コイル 2 1 の周縁部にしか配置してないが、一体化を促進するためには傾斜磁場コイル 2 1 の中央部にも配置することが望ましい。あるいは、傾斜磁場コイル 2 1 を接着によってクライオ容器 2 に固着することも可能である。

- 10 傾斜磁場コイル 2 1 を固定する固定部材 3 2 0 3 は、傾斜磁場コイル補強材 3 2 0 5 と傾斜磁場コイル 2 1 を貫通してクライオ容器 2 に強固に固定される。これにより、傾斜磁場コイル補強材 3 2 0 5 と傾斜磁場コイル 2 1 をクライオ容器 2 に固定する。傾斜磁場コイル 2 1 には固定部材 3 2 0 3 を通す貫通孔 3 2 0 3 a が設けられる。貫通孔 3 2 0 3 a の径は、貫通孔 3 2 0 3 a の側面が固定部材 3 2 0 3 と接触しない程度の大きさである方が望ましい。その理由は、固定部材 3 2 0 3 が貫通孔 3 2 0 3 a 側面と接触すると、その接触している個所の位置や接触の程度によって傾斜磁場コイル 2 1 の固定具合が異なってしまう、この結果、MR I 装置毎に振動モードが変化することになり、安定した性能を得られなくなるためである。固定部材 3 2 0 3 としてはボルトを用いることができ、その場合は、受け側であるクライオ容器 2 にはねじ穴を設ける。クライオ容器 2 にねじ穴を設ける十分な厚さを確保できない場合には、後述する図 3 2 の構成の台座 3 2 5 0 を採用することができる。
- 15
- 20

- このように第 1 1 の実施の形態の MR I 装置は、傾斜磁場コイル 2 1 とクライオ容器 2 とを固定して一体化することにより、傾斜磁場コイル 2 1 およびクライオ容器 2 全体の剛性を高め、傾斜磁場コイル 2 1 の振動振幅を小さくすることが
- 25

できる。これにより、クライオ容器 2 に傾斜磁場コイル 2 1 から伝導する振動振幅も、一体化していない場合と比較して小さくすることができ、超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b の振動を抑制することができる。

- 5 なお、第 1 1 の実施の形態の構成に加えて、第 1 ～第 7 の実施の形態の厚板状補強部材 5 1、5 4 や格子状補強部材 5 2、5 6 の構成補強部材を固定することももちろん可能である。この場合、クライオ容器 2 の剛性をさらに向上させることができるため、超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b の剛性をいっそう低減することができる。

(第 1 2 の実施の形態)

- 10 図 2 9 (a) および図 2 9 (b) には、本発明を適用した M R I 装置の第 1 2 の実施の形態を示す。図 2 9 (a) および図 2 9 (b) には、簡単のために下部側の超電導磁石 1 0 1 b のみを示すが、上部側の超電導磁石 1 0 1 a も実質的に同様の構造を持ち、各構成要素は撮像空間 (均一静磁場領域 9) 内中央の水平面に関して上下対称な配置となる。本実施形態では、傾斜磁場コイル 2 1 は撮像空間側から傾斜磁場を発生するための主コイル 3 2 1 3、中間部材 3 2 1 1、傾斜磁場を外部に漏らさないようにするためのシールドコイル 3 2 1 4 を有する。
- 15

- 図 2 9 (a) の構成では、クライオ容器 2 全体の剛性を高めるために、クライオ容器 2 の対向面 2 5 側と反対向面 2 6 側とをクライオ容器補強材 3 2 1 0 によって、強固に締結した構造としている。理由は次のとおりである。すなわち、対向面 2 5 側とは異なり、反対向面 2 6 側は均一静磁場領域 9 に面していないため、比較的寸法に余裕があるので、反対向面 2 6 側の壁面厚さを厚くすることは比較的容易である。このため、対向面 2 5 側よりも壁面厚を増して剛性を高めた反対向面 2 6 側壁面と対向面 2 5 側壁面とをクライオ容器補強材 3 2 1 0 で締結することによって、対向面 2 5 側の壁面の剛性を高めることができる。
- 20

- 25 一方、図 2 9 (b) の構成では、図 2 9 (a) の補強材 3 2 1 0 に代えて、ク

ライオ容器 2 を貫通する貫通孔 4 を設けている。貫通孔 4 の側壁が、クライオ容器 2 の対向面 2 5 と反対向面 2 6 とを締結するため、図 2 9 (a) と同様に対向面 2 5 側の壁面の剛性を高めることができる。また、図 2 9 (b) の構成では、対向面 2 5 に凹部 3 を設けているので、凹部 3 の内部に傾斜磁場コイル 2 1 を配置し、クライオ容器 2 に固定することができる。これにより、超電導磁石 1 0 1 b の厚さを低減することが可能であり、撮像空間を広く維持することができる。

また、図 2 9 (a) および図 2 9 (b) の構成では、固定部材 3 2 0 3 は、中間部材 3 2 1 1 に設けたザグリ穴 3 2 1 2 に入れ、クライオ容器 2 に固定している。これにより、固定部材 3 2 0 3 の長さを短くすることができる。傾斜磁場コイル 2 1 とクライオ容器 2 との一体化を更に向上させ、傾斜磁場コイル 2 1 とクライオ容器 2 の剛性を向上させることができる。図 2 9 (a) および図 2 9 (b) の構成では、傾斜磁場コイル 2 1 は主コイル 3 2 1 3 とシールドコイル 3 2 1 4 とを有するが、一般に、主コイル 3 2 1 3 の方がシールドコイル 3 2 1 4 よりも直径が小さいために、傾斜磁場コイル 2 1 の外周部をクライオ容器 2 に固定する場合、図 2 9 (a)、図 2 9 (b) のような構成で固定することが可能である。傾斜磁場コイル 2 1 の中央部をクライオ容器 2 に固定する場合においては、図 1 のように長い固定部材 3 2 0 3 を用いることができる。

なお、中央部でも固定部材 3 2 0 3 を短くするために、図 3 2 に示すような構造を採用することが可能である。この図 3 2 には傾斜磁場コイル 2 1 の一部断面を示すが、固定部材 3 2 0 3 としての固定ボルトは、中間部材 3 2 1 1 内に収容されている。固定ボルトは、主コイル 3 2 1 3 の一部に設けられた穴 3 2 1 3 a を通して操作される構成である。また、固定部材 3 2 0 3 としてボルトを用いる場合、受け側であるクライオ容器 2 の壁面にある程度以上の厚さが必要であるが、クライオ容器 2 に十分な壁面厚さを確保できない場合には、後述する図 3 2 の台座 3 2 5 0 を採用することができる。

このように、第12の実施形態の図29(a)および図29(b)の構成では、傾斜磁場コイル21を三層構造とするとともに、クライオ容器2の反対向面26の厚さを大きくし、さらに、クライオ容器補強材3210または貫通孔4を備える構造とした上で、傾斜磁場コイル21とクライオ容器2とを固定して一体化している。これにより、傾斜磁場コイル21とクライオ容器2の全体の剛性がさらに高まるため、超電導磁石101a、101bの振動をいっそう低減することが可能である。なお、傾斜磁場コイル21を三層構造とする構造、クライオ容器の反対向面26を厚くする構造、クライオ容器補強部材3210または貫通孔4を備える構造は、必ずしも共に実施しなければならないわけではなく、いずれか1つ以上を備える構造にすることができる。

なお、第12の実施の形態の構成に加えて、第1～第7の実施の形態の厚板状補強部材51、54や格子状補強部材52、56の構成補強部材を固定することももちろん可能である。この場合、クライオ容器2の剛性をさらに向上させることができるため、超電導磁石101a、101bの剛性をいっそう低減することができる。

(第13の実施の形態)

図30には、本発明を適用したMRI装置の第13の実施形態を示す。本実施形態では、クライオ容器2の対向面25側を強固にするために、中央部分に貫通孔3251を設けている。この貫通孔3251の側壁3251aは支柱としての役割を果たすために、対向面25の壁面の剛性を向上できる。貫通孔3251の位置としては、図30のように中央部に設けることに限らずオフセンターにした配置でも良いし、複数を設けても良い。設けた貫通孔3251は、ケーブル8(図30では不図示)や冷却用配管の経路としても利用することが可能である。あるいは、この貫通孔3251と傾斜磁場コイル21との密着性を高めておき、貫通孔3251の内部を真空に引くことで、傾斜磁場コイル21をクライオ容器2に

大気圧によって固着することも可能である。この場合、傾斜磁場コイル 2 1 側の固定部分に関する構造が簡素化される利点がある。

また、図 30 の構造では、第 1 1 の実施の形態と同様の構造を持つ傾斜磁場コイル 2 1 とクライオ容器 2 との間に、非磁性・絶縁部材 3 2 2 0 と非磁性・導電部材 3 2 2 1 を配置している。非磁性・導電部材 3 2 2 1 は、超電導磁石 1 0 1 a、1 0 1 b の振動等により生じる静磁場の時間変動を、内部にその誘導電流である渦電流を生じさせ、静磁場の時間変動を抑制する。この技術は、例えば、W O O 2 / 0 7 1 9 4 2 号公報に記載されているものである。非磁性・導電部材 3 2 2 1 は、アルミや銅等の電気伝導度の高い材質が好ましい。この非磁性・導電部材 3 2 2 1 に穴を設けて、シム材を配置するためのトレイを兼用させることも可能である。この非磁性・導電部材 3 2 2 1 の厚さとしては、数ミリ～30ミリ程度が好ましい。

非磁性・絶縁部材 3 2 2 0 は、傾斜磁場コイル 2 1 のコイルパターン部分と非磁性・導電部材 3 2 2 1 などの電気導体部分との間隔を開くことにより、非磁性・導電部材 3 2 2 1 に渦電流が過度に発生するのを抑制する。これにより、画質の悪化を防止する。すなわち、傾斜磁場コイル 2 1 による渦電流を防ぐようにシールドコイル 3 2 1 4 のパターンは設計するが、非磁性・導電部材 3 2 2 1 との距離が近すぎると渦電流を十分には抑制できない。よって、非磁性・絶縁部材 3 2 2 0 は、傾斜磁場コイル 2 1 のコイルパターン部分と非磁性・導電部材 3 2 2 1 などの電気導体部分との間隔を開くことにより、この問題を解決し、画質の低下を防ぐことができる。非磁性・絶縁部材 3 2 2 0 は厚いほど、渦電流の抑制効果は高まるが、開放空間を確保するためには、他コンポーネントを薄くする必要がある。よって、現実的には数ミリ～十数ミリ程度が好ましい。又、この部分に、モールドなどによってシムコイルを配置することで、寸法的に有効活用することも可能である。

この第13の実施形態においては、傾斜磁場コイル21とクライオ容器2の間に挿入する上記の部材3220、3221は傾斜磁場コイル21と共に、クライオ容器2の壁面に強固に一体化される必要がある。このため、予め、非磁性・導電部材3221とクライオ容器2とを接着や溶接等により固着したり、非磁性・導電部材3221をクライオ容器2のクラッド材として形成することなどが可能である。ここで、クラッド材とは、異種金属を一枚の板に圧延し、それぞれの材料特性を引き出すための複合材である。本実施形態においては、クライオ容器2の一般的な材料であるステンレス材と非磁性・導電部材3221に使用するアルミや銅等の電気伝導度の高い材質とを複合材とする。このことにより、各々の部材の目的を達成すると共に、両者を一体化することにより剛性の向上が得られる。又、非磁性・絶縁部材3220と傾斜磁場コイル21とを接着やモールド等により一体化することも可能であり、そうすることで、取り付けなどの作業性も向上する。

第13の実施の形態のように、クライオ容器2に貫通孔4を設けることにより、クライオ容器2の剛性を高めておき、クライオ容器2に傾斜磁場コイル21を固定して一体化することにより、超電導磁石101a、101bの振動を低減することができる。また、非磁性・導電部材3221と非磁性・絶縁部材3220を配置することにより、超電導磁石101a、101bの磁気特性を改善することができる。

なお、第13の実施の形態の構成に加えて、第1～第7の実施の形態の厚板状補強部材51、54や格子状補強部材52、56の構成補強部材を固定することももちろん可能である。この場合、クライオ容器2の剛性をさらに向上させることができるため、超電導磁石101a、101bの剛性をいっそう低減することができる。

(第14の実施の形態)

図 3 1 (a)、(b) には、本発明を適用したMRI装置の第 1 4 の実施形態を示す。図 3 1 (a) の中央固定部 3 2 0 4 の拡大図を図 3 1 (b) に示す。本実施形態では、傾斜磁場コイル 2 1 を取り付けるための構造として、割りナット 3 3 0 1 を利用した場合を示す。クライオ容器 2 の壁に割りナット 3 3 0 1 を溶接
5 や接着等により予め固着しておく。ここで、非磁性・絶縁部材 3 2 2 0 は傾斜磁場コイル 2 1 に固着してある。この割りナット 3 3 0 1 に、テーパ形状のネジ 3 3 0 2 を挿入していくことにより、ナット 3 3 0 1 の外周が拡張して、非磁性・絶縁部材 3 2 2 0 の内壁を押すことで固定される。ネジ 3 3 0 2 の代わりに、ナット 3 3 0 1 の内周面をテーパ状にしておいても同様の作用が得られる。この
10 固定方法の場合には、主コイル 3 2 1 3 や中間部材 3 2 1 1 に設ける穴の直径を小さくすることができるので、傾斜磁場コイル 2 1 の製作が容易となる利点がある。なお、図 3 1 (a)、(b) には、非磁性・導電部材 3 2 2 1 を図示していないが、非磁性・導電部材 3 2 2 1 を配置することももちろん可能である。

図 3 2 には、固定部材 3 2 0 3 として固定ボルトを使用し、台座 3 2 5 0 を使
15 って固定ボルト 3 2 0 3 を固定する場合の一実施形態を示す。中間部材 3 2 1 1 の撮影空間側には固定ボルト 3 2 0 3 の頭の部分を収容する穴 3 2 1 1 a が開けられ、中間部材 3 2 1 1 の残りの部分とシールドコイル 3 2 1 4 には固定ボルト 3 2 0 3 の首下部分が貫通できる貫通孔 3 2 1 4 a が開けられている。この貫通孔 3 2 1 4 a は、その側面が固定ボルト 2 0 3 と接触しない程度の内径を持つ
20 が望ましい。また、受け側であるクライオ容器 2 にはねじ穴を設ける。そのためクライオ容器 2 にある程度以上の壁面厚さが必要であるが、クライオ容器 2 に十分な厚さを確保できない場合には、クライオ容器 2 の対向面 2 5 側に台座 3 2 5 0 を据え付け、非磁性・絶縁部材 3 2 2 0 にはその台座 3 2 5 0 を収容できる穴 3 2 2 0 a を設けておく。これらの構成によって、固定ボルト 3 2 0 3 の頭部
25 分とクライオ容器 2 との間に中間部材 3 2 1 1 とシールドコイル 3 2 1 4 とを挟

んで固定する。

5 以上は、静磁場発生源として一对の超電導磁石を垂直方向に配置したMR I 装置に本発明を適用した実施形態を説明したが、本発明のMR I 装置は上記実施形態に限定されず、種々の変更が可能である。例えば、常電導コイルにおいても同様の構造を適用することが可能である。また、一对の静磁場発生源を水平方向に対向配置した構成も可能である。

さらに、それぞれの実施形態を個別に説明したが、複数の実施形態を組み合わせた構成も可能である。例えば、第12と第13の実施の形態を組み合わせて、クライオ容器2にクライオ容器補強材3210と貫通孔3251を共に設けてク
10 ライオ容器2の剛性を高めることが可能である。あるいは、第11と第12の実施形態を組み合わせて、第12の実施形態の傾斜磁場コイル21に第11の実施形態の傾斜磁場コイル補強材3205を被せて傾斜磁場コイル21の剛性を向上させることも可能である。

請 求 の 範 囲

1. 撮像空間を挟んで対向配置された一对の静磁場発生源と、前記撮像空間に傾斜磁場を印加するためにそれぞれの前記静磁場発生源の前記撮像空間側に配置された傾斜磁場発生部とを有し、

- 5 前記静磁場発生源はそれぞれ、磁場発生コイルと、該コイルが内部に封入された密閉容器とを含み、

前記傾斜磁場発生部は、前記密閉容器の前記撮像空間側の面上に支持され、

前記密閉容器は、前記傾斜磁場発生部から発生する振動が該密閉容器を介して他に伝達されるのを防ぐために剛構造を備えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

2. 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記剛構造は、前記密閉容器の前記撮像空間側の面とこの面に向かい合う面とを密閉容器の内部で連結する少なくとも 1 つの連結部を有することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

- 15 3. 請求項 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記剛構造は、前記密閉容器の前記撮像空間側の面に対して向かい合う面に固定された剛性補強部材をさらに有することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

4. 請求項 3 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記剛性補強部材は、板状部材および格子状部材のうち少なくとも一方を含むことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

20

5. 請求項 4 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記板状部材は、前記密閉容器の前記撮像空間側の面に対して向かい合う面の壁面を、前記撮像空間側の面の壁面よりも厚くすることにより、前記密閉容器と一体に形成されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

- 25 6. 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記傾斜磁場発生部

を前記密閉容器に固定する固定手段をさらに有し、前記傾斜磁場発生部は、前記固定手段によって前記密閉容器に一体化されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

7. 請求項 3 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記密閉容器はそれぞれ、前記撮像空間側の面に設けられた第 1 の凹部を備え、

前記連結部は、その内部に前記撮像空間側の面からそれに対向する面へと貫通するように設けられた 1 以上の貫通孔を含み、

前記傾斜磁場発生部はそれぞれ、前記第 1 の凹部内に固定され、

- 10 前記貫通孔の少なくとも 1 つには、前記傾斜磁場発生部に電流を供給するための傾斜磁場用ケーブルが配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

8. 請求項 3 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記密閉容器は、前記撮像空間側の面に向かい合う面に第 2 の凹部を有し、
15 該第 2 の凹部の内側に前記剛性補強部材が配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

9. 請求項 7 記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記貫通孔は、前記第 1 の凹部の側面近傍に配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

- 20 10. 請求項 7 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記貫通孔のうち少なくとも 1 つは、前記第 1 の凹部の略中央に配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

11. 請求項 7 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記剛性補強部材の内部には、前記貫通孔に通じる少なくとも 1 つの経路が設けられ、前記経路の
25 うちの 1 つには前記傾斜磁場用ケーブルが配置されていることを特徴とする磁気

共鳴イメージング装置。

1 2. 請求項 1 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記傾斜磁場発生部を冷却するための冷媒を循環させる手段をさらに有し、前記傾斜磁場発生部はその内部に前記冷媒を通過させる手段を備え、

- 5 前記貫通孔のうちの少なくとも 1 つ、および、それに通じる前記経路には、前記傾斜磁場発生部に前記冷媒を供給する配管が配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

- 1 3. 請求項 1 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記撮像空間に高周波磁場を発生させるための一対の高周波磁場発生部をさらに有し、一対の高周波磁場発生部のそれぞれは、前記傾斜磁場発生部よりも前記撮像空間側に配置され、

前記貫通孔のうちの少なくとも 1 つ、および、それに通じる前記経路には、前記高周波磁場発生部に電流を供給するための高周波磁場用ケーブルが配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

- 15 1 4. 請求項 1 3 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記密閉容器の前記貫通孔は 3 以上設けられ、前記傾斜磁場用ケーブル、前記高周波磁場用ケーブルおよび前記配管は、それぞれ別々の前記貫通孔およびそれらにそれぞれ通じる別々の前記経路に配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

- 20 1 5. 請求項 1 4 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記別々の経路は、前記剛性補強部材の内部で合流して、前記貫通孔の数よりも少ない数の経路となって該剛性補強部材の外部に通じる構成とされていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

- 1 6. 請求項 1 5 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記合流した前記経路には、前記経路内の前記傾斜磁場用ケーブルまたは前記高周波磁場用ケーブルが通過する空間と前記配管が通過する空間とを分離する仕切りが配置され、
- 25

該仕切りは熱伝導性の高い材料で構成されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

17. 請求項16に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記配管は、前記傾斜磁場用ケーブルまたは前記高周波磁場用ケーブルよりも鉛直下側に配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

18. 請求項7に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記貫通孔は、前記第1の凹部の内側に開口を有し、前記傾斜磁場発生部は、前記貫通孔の開口の位置に電流供給端子を備え、前記傾斜磁場用ケーブルは電流供給端子を備え、前記電流供給端子が前記電流受給端子に接続されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

19. 請求項7に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記傾斜磁場用ケーブルは、前記貫通孔内に固定部材によって固定されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

20. 請求項12に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記貫通孔は、前記第1の凹部の内側に開口を有し、前記傾斜磁場発生部は、前記貫通孔の開口の位置に冷媒受給端子を備え、前記配管は冷媒供給端子を備え、前記冷媒受給端子が前記冷媒供給端子に接続されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

21. 請求項20に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記配管、前記冷媒供給端子および前記冷媒受給端子は、導電性材料により構成され、前記傾斜磁場発生部に電流を供給する傾斜磁場用ケーブルを兼用していることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

This page blank (uspio)

1/18

図1

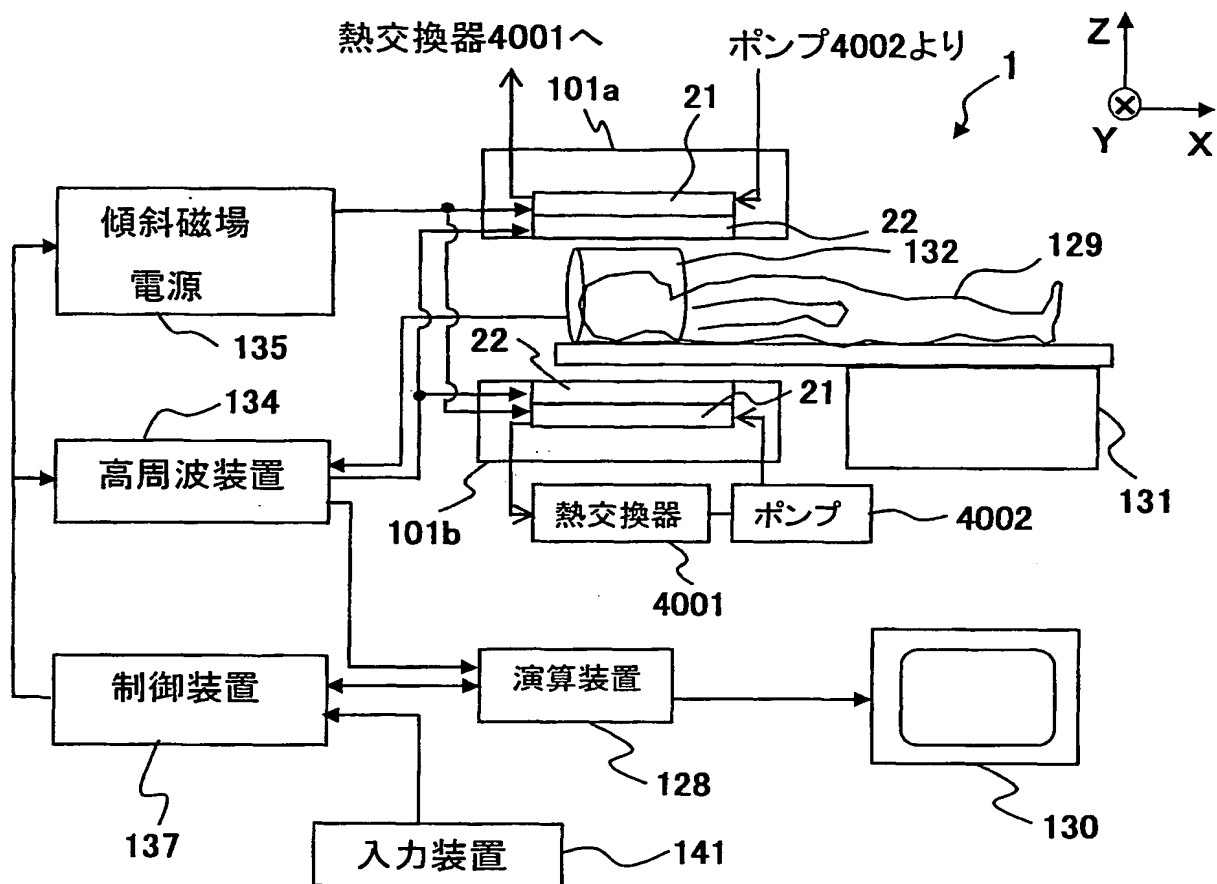
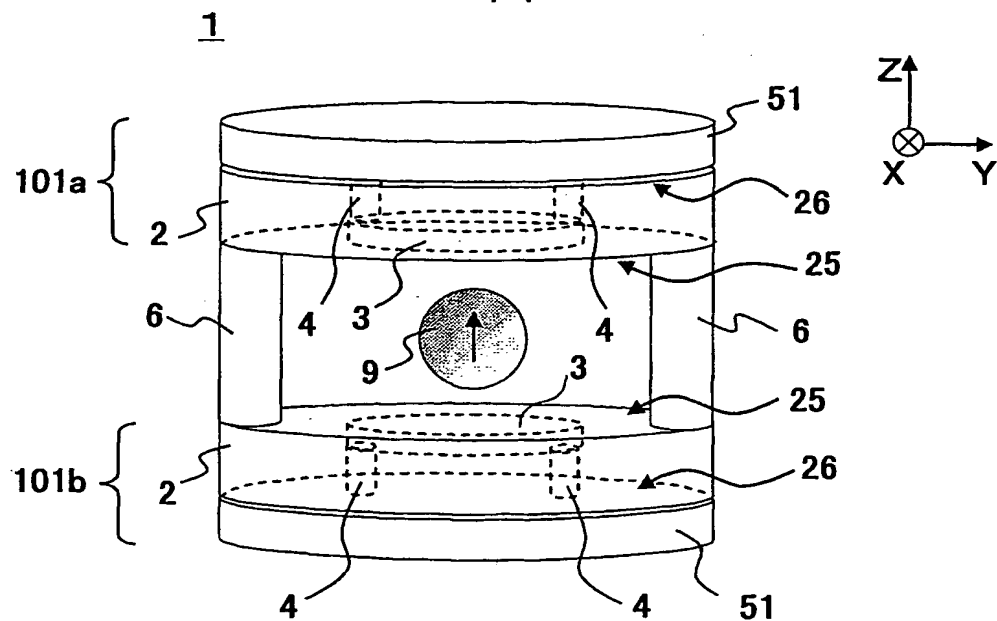


図2



This Page blank (uspto)

图 3

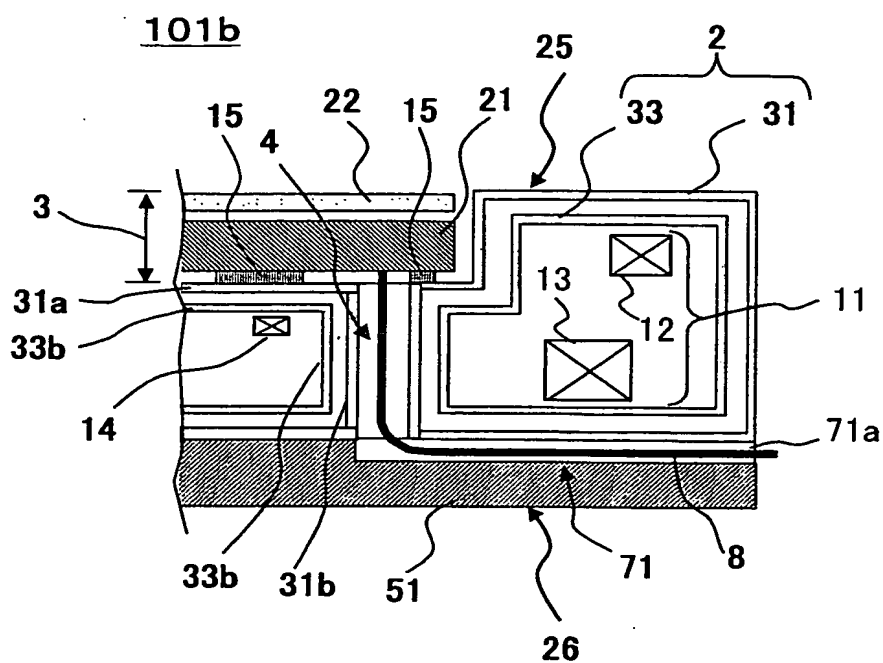
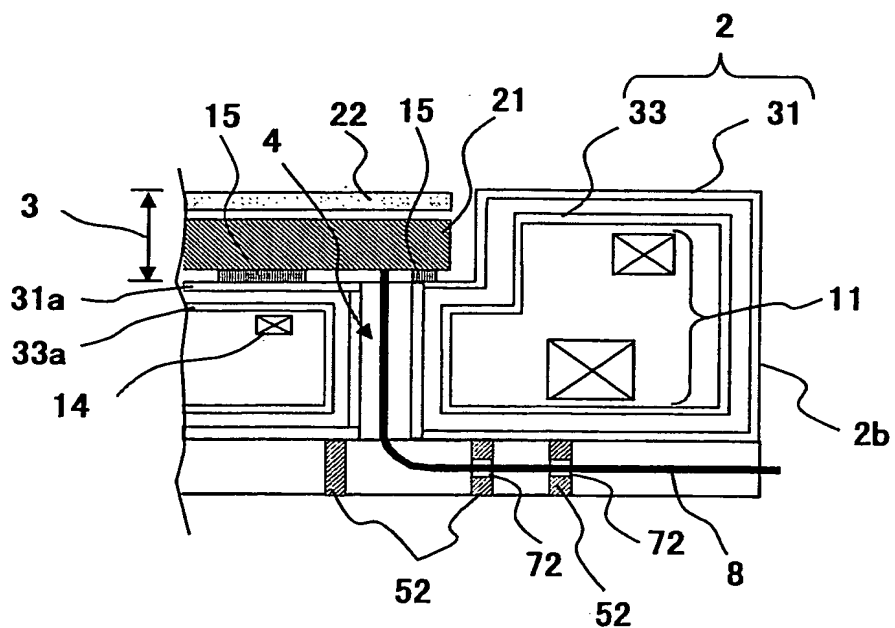


图4



the page blank (uspto)

3/18

図5(a)

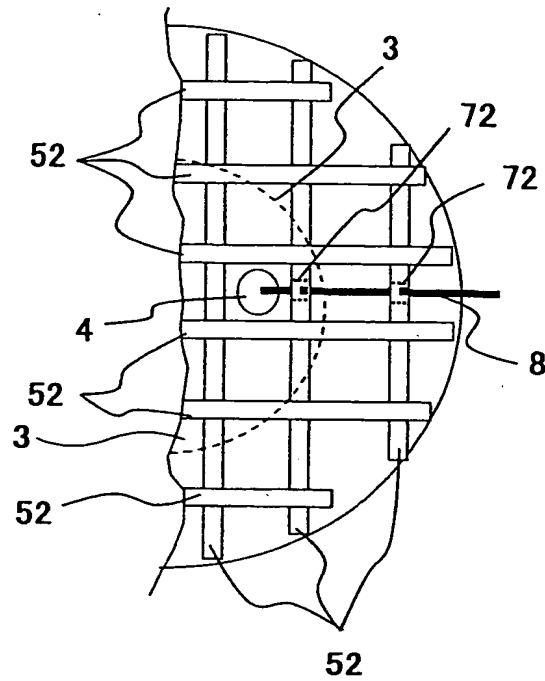


図5(b)

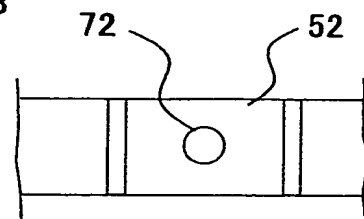
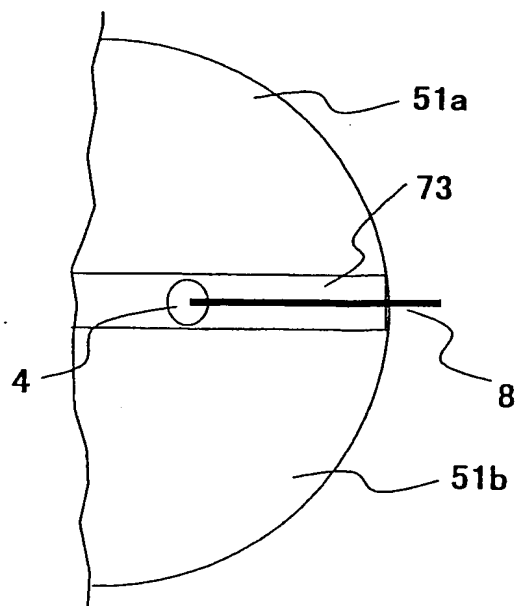


図6

51



This Page blank (uspio)

4/18

图7

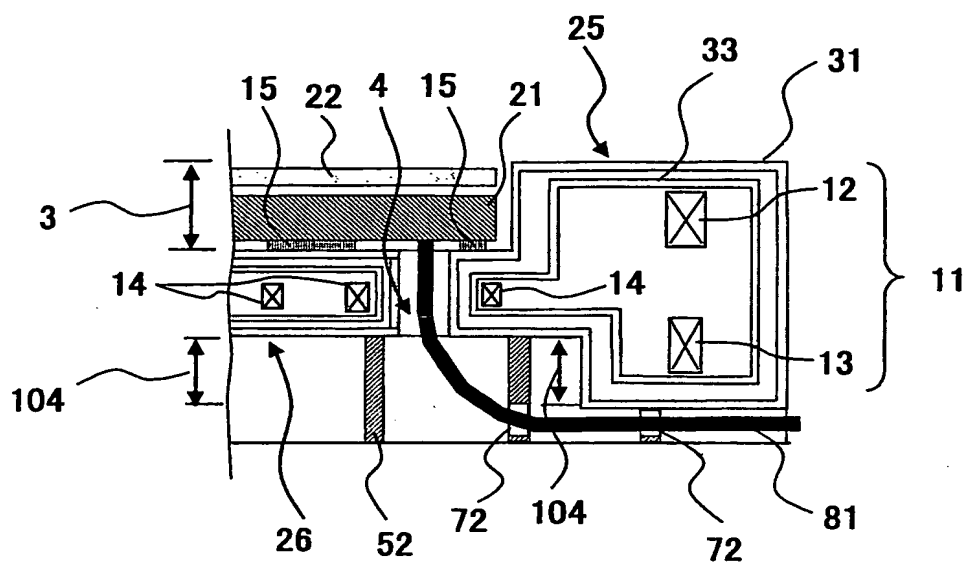
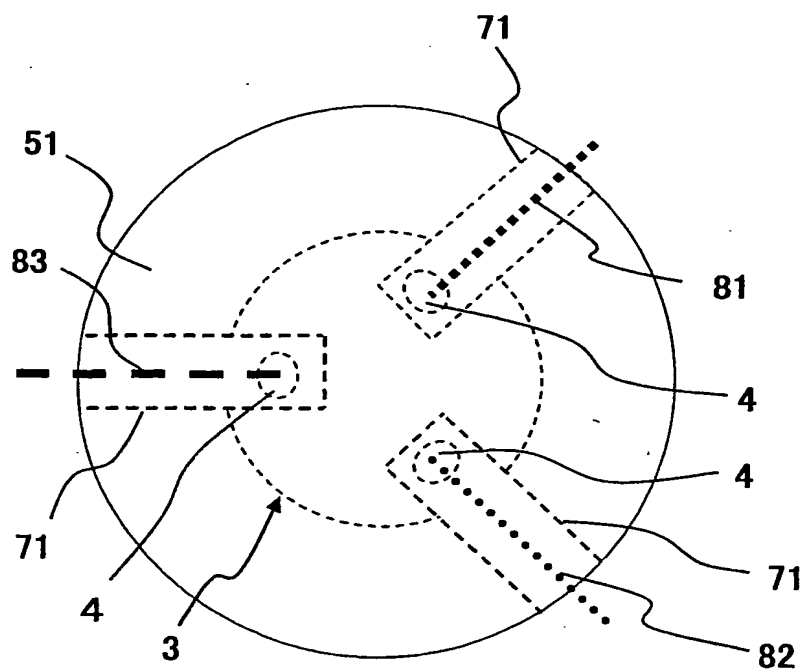


图8



This Page Blank (uspto)

5/18

図9

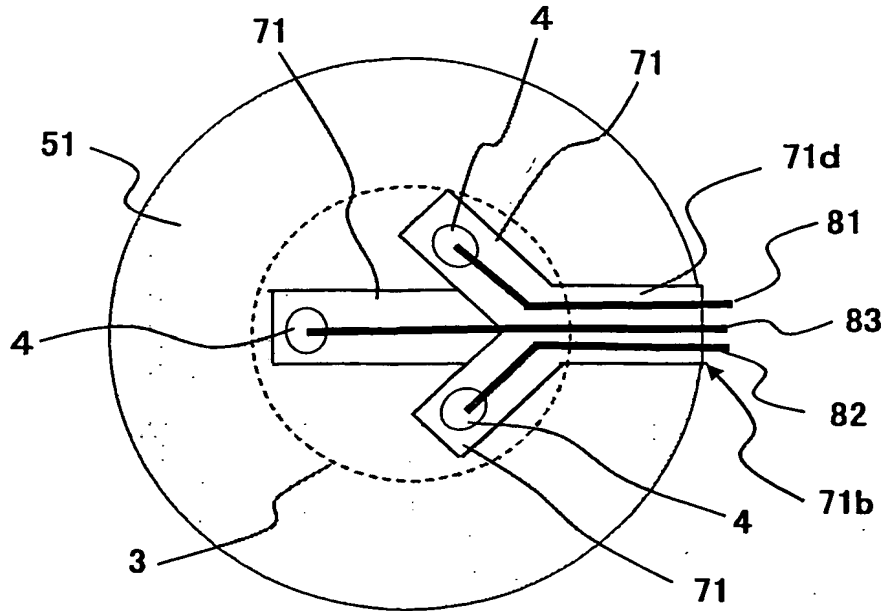
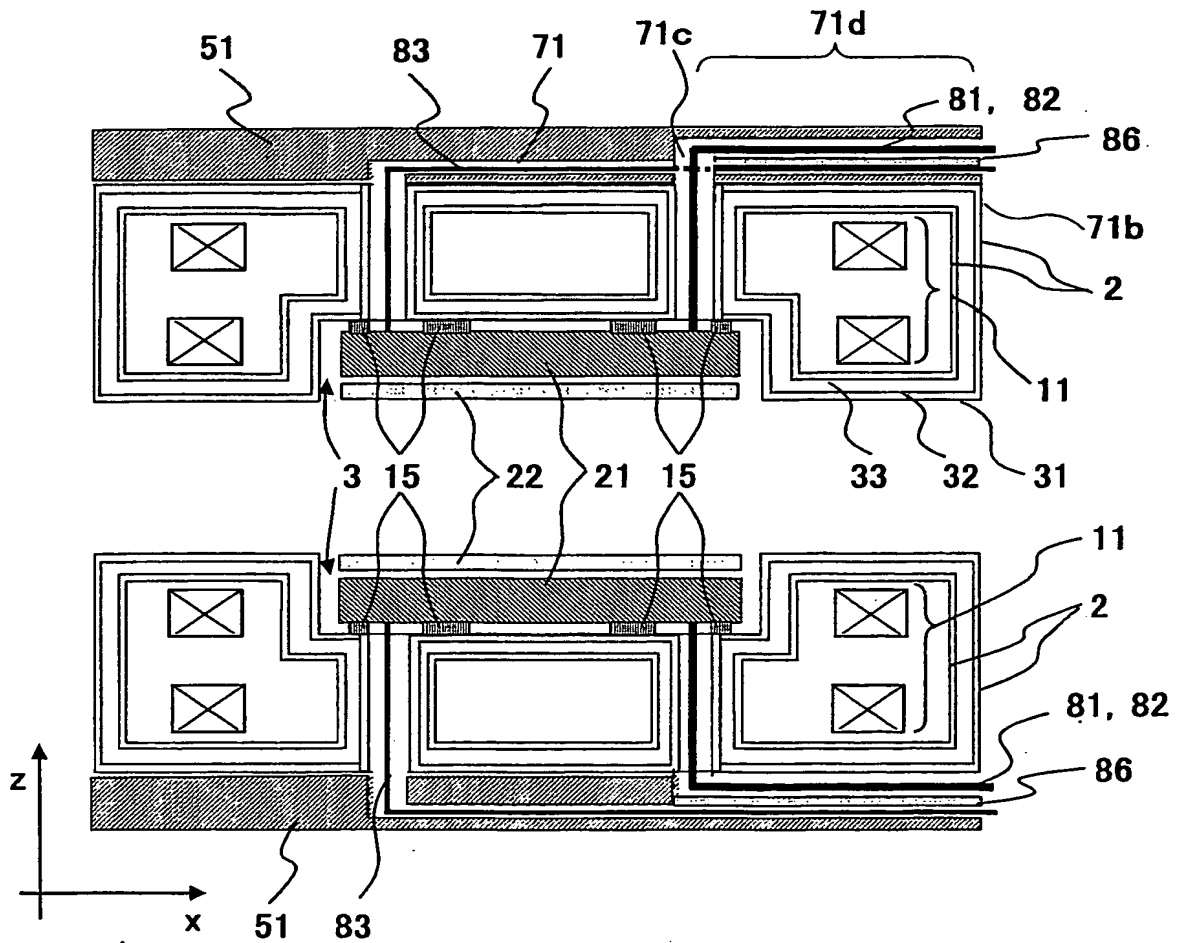


図10



This Page Blank (uspto)

6/18

図11

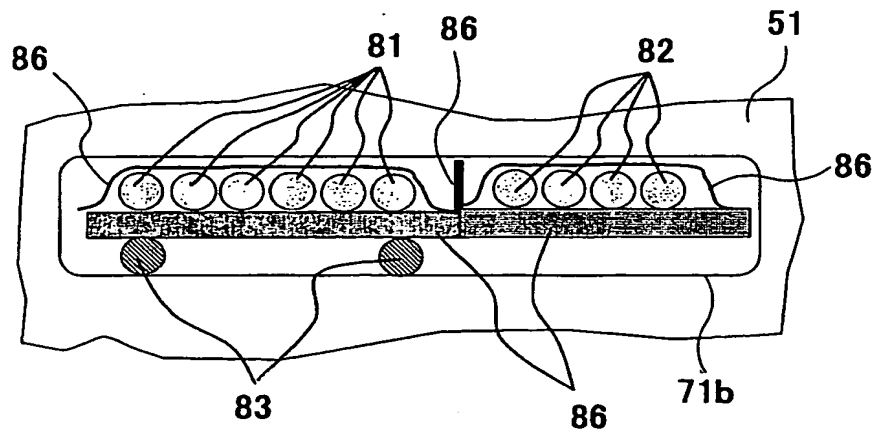
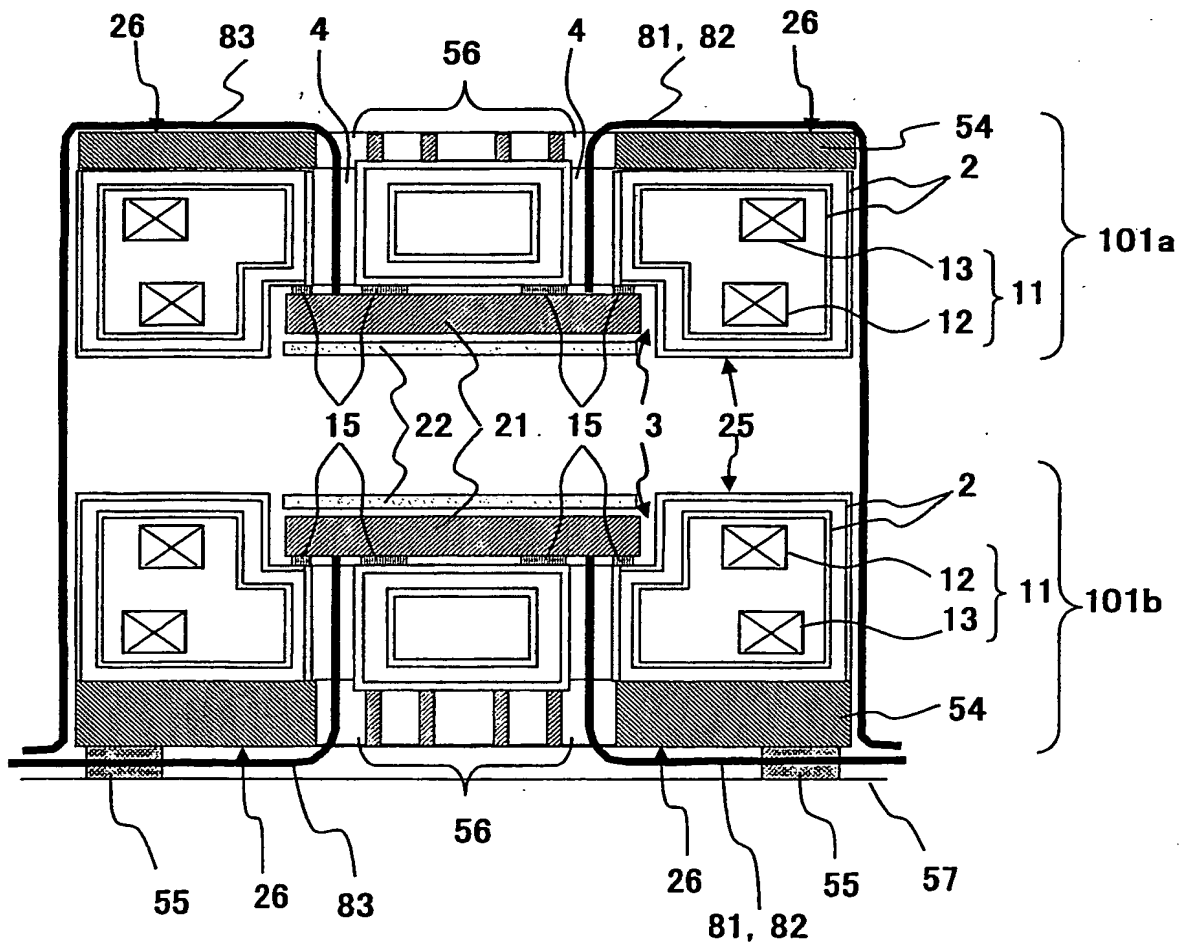


図12



This Page Blank (uspto)

7/18

図13

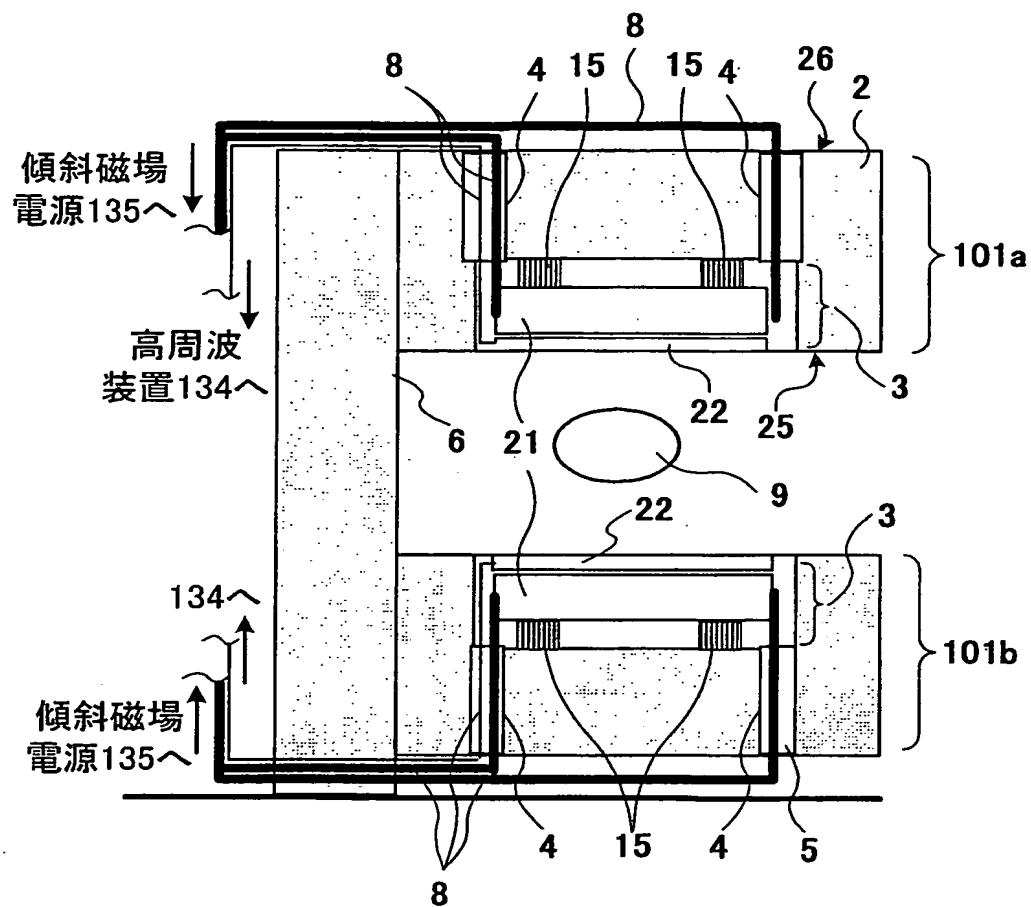
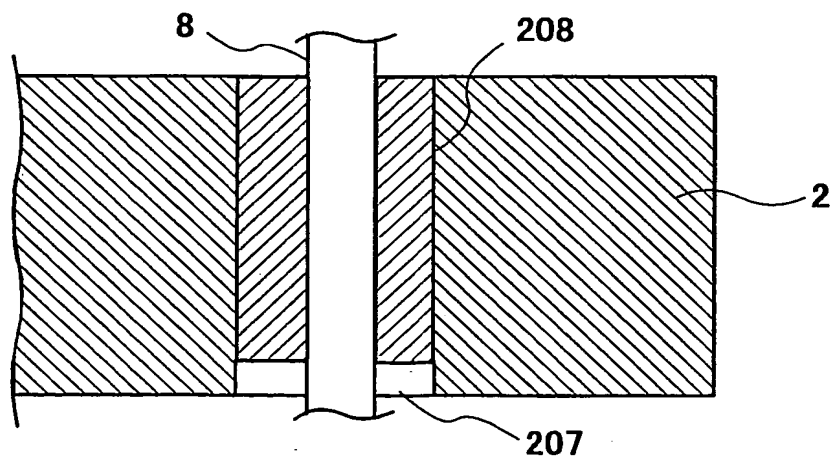


図14



This Page Blank (uspto)

8/18

図15

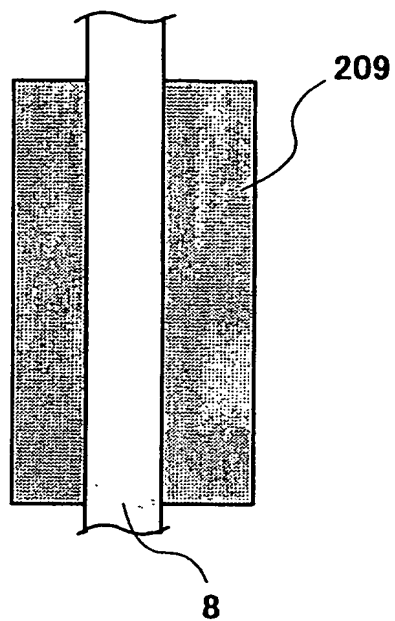
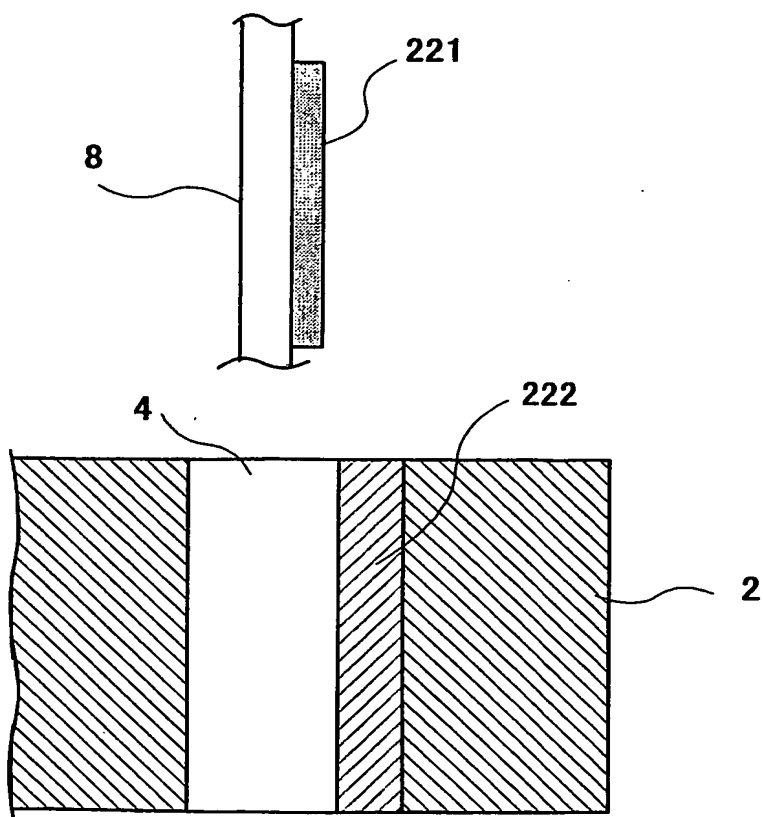


図16



This Page Blank (uspto)

9/18

図17

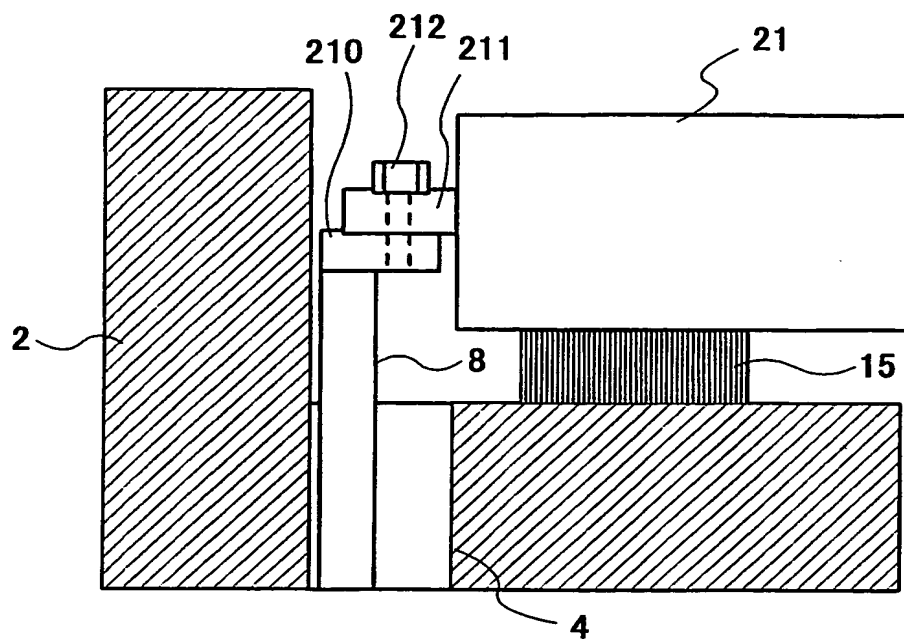
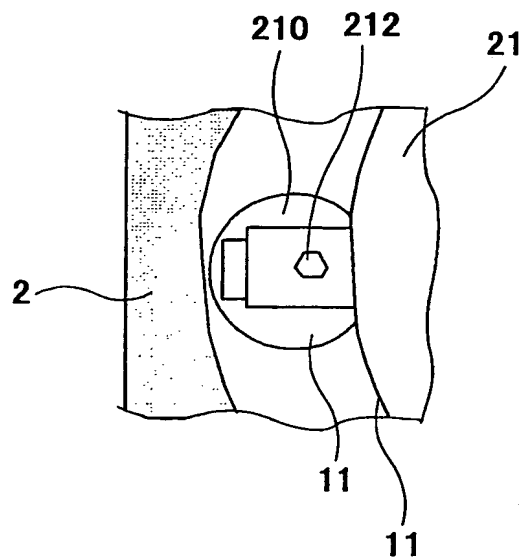


図18



This Page Blank (uspto)

10/18

図19

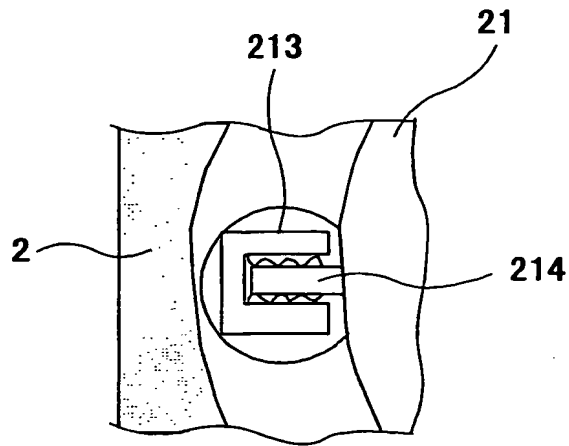
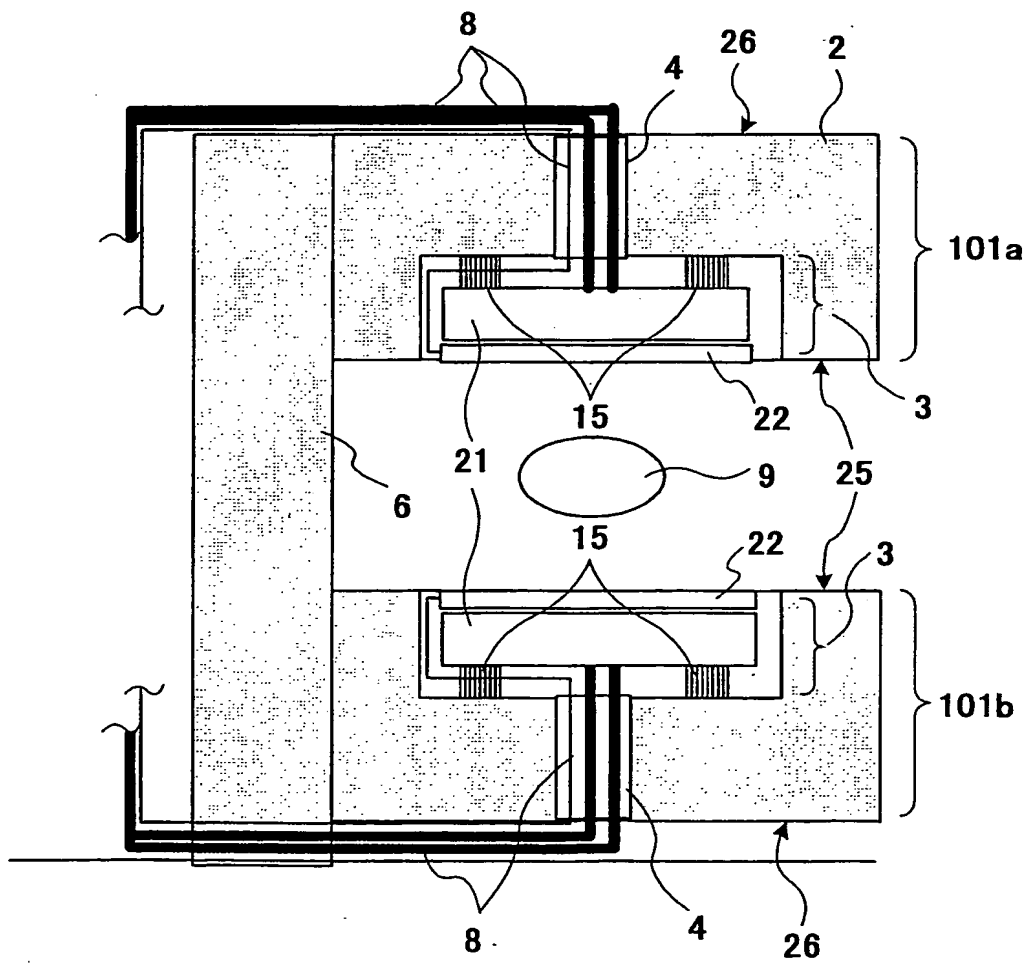


図20



This Page Blank (uspto)

11/18

図21

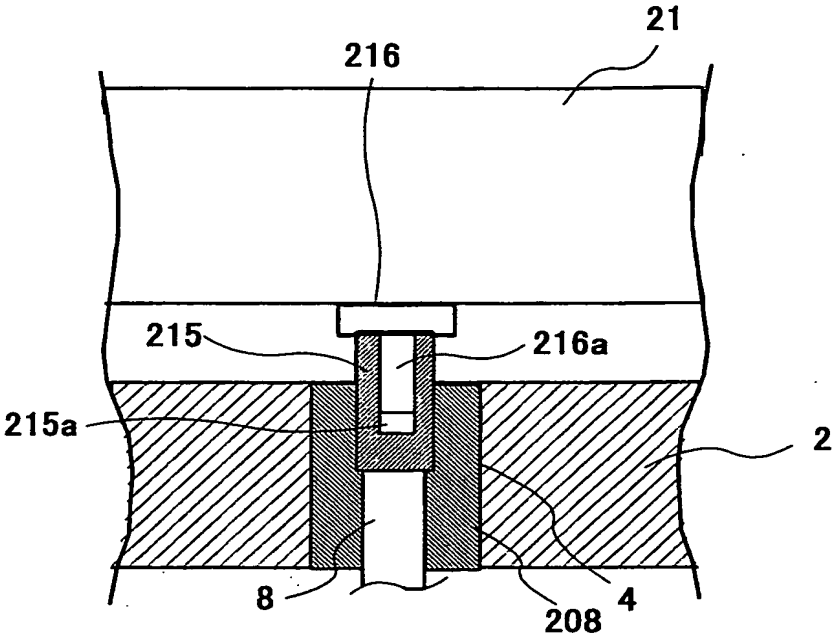
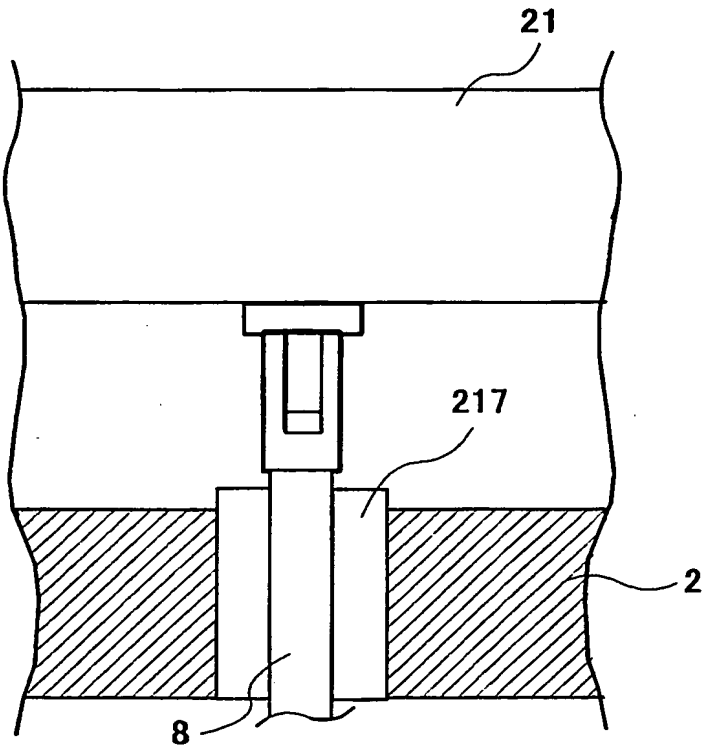


図22



This Page Blank (uspto)

12/18

図23

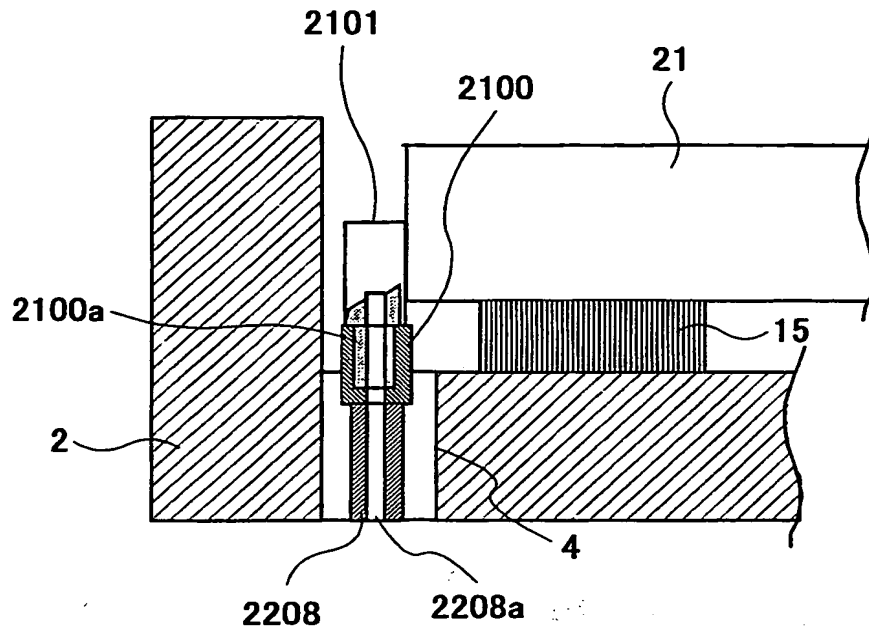
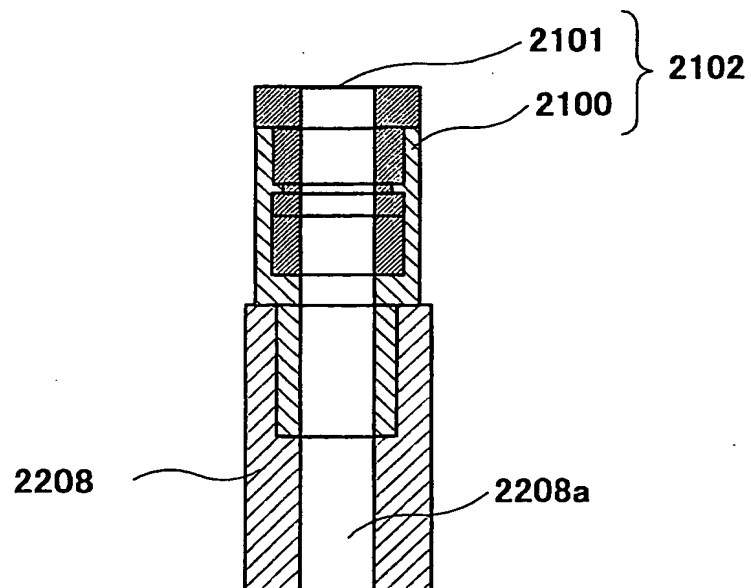


図24



This Page Blank (uspto)

13/18

図25

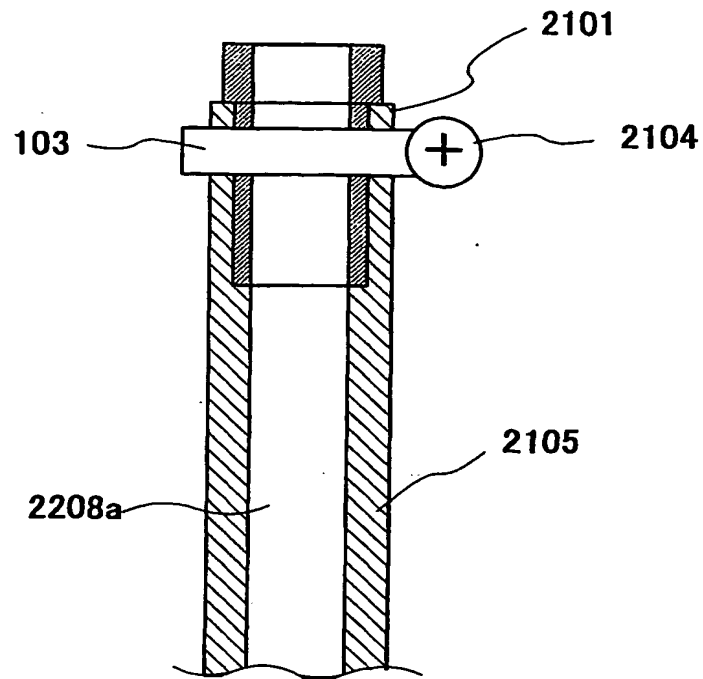
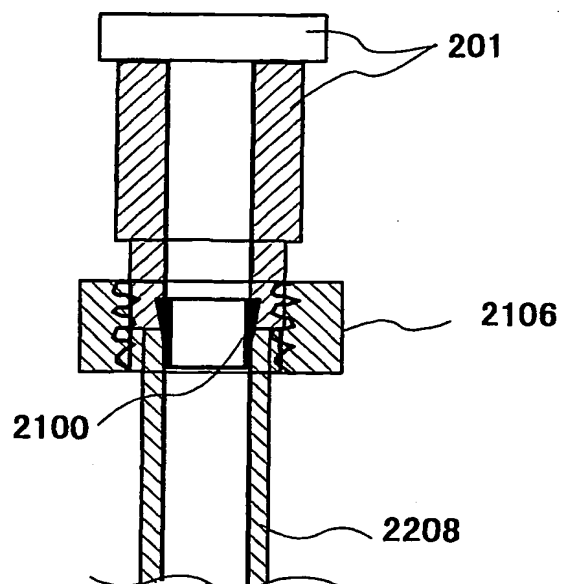


図26



This Page Blank (uspto)

14/18

図27

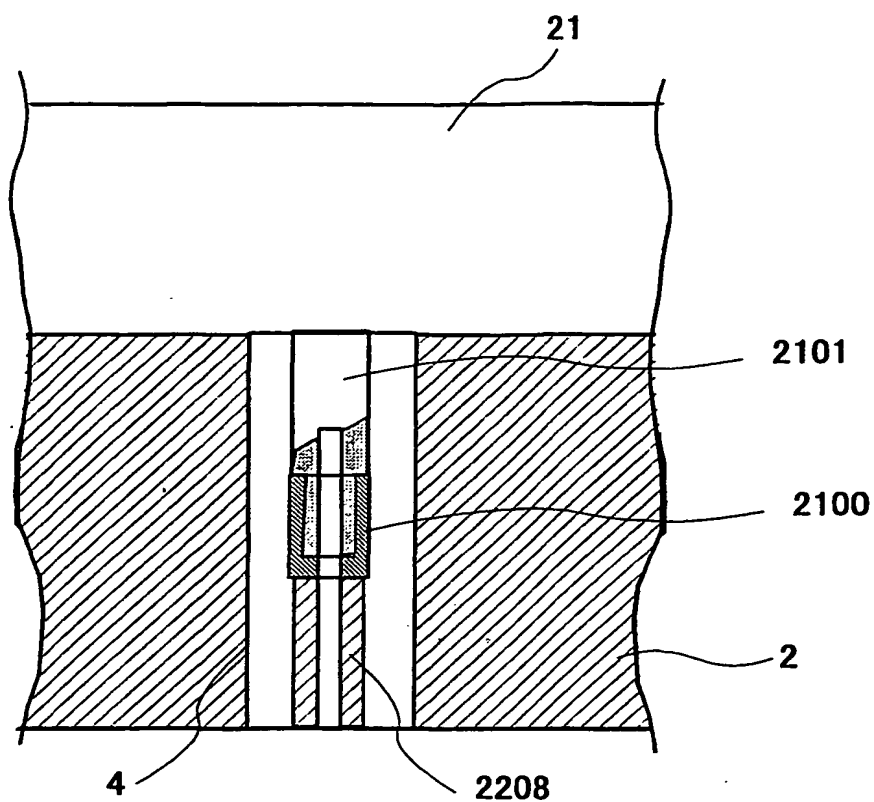
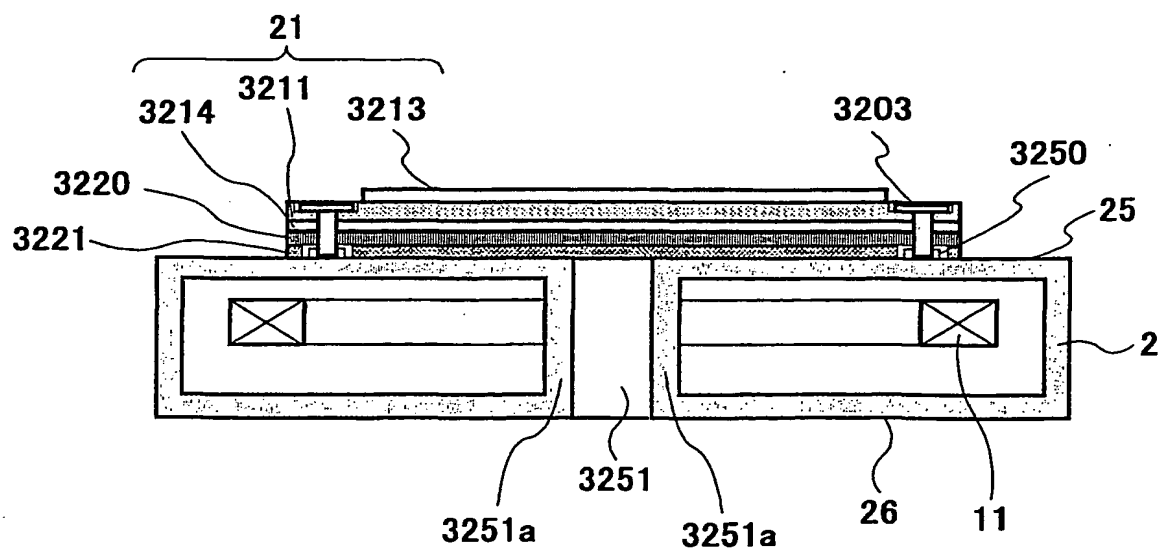
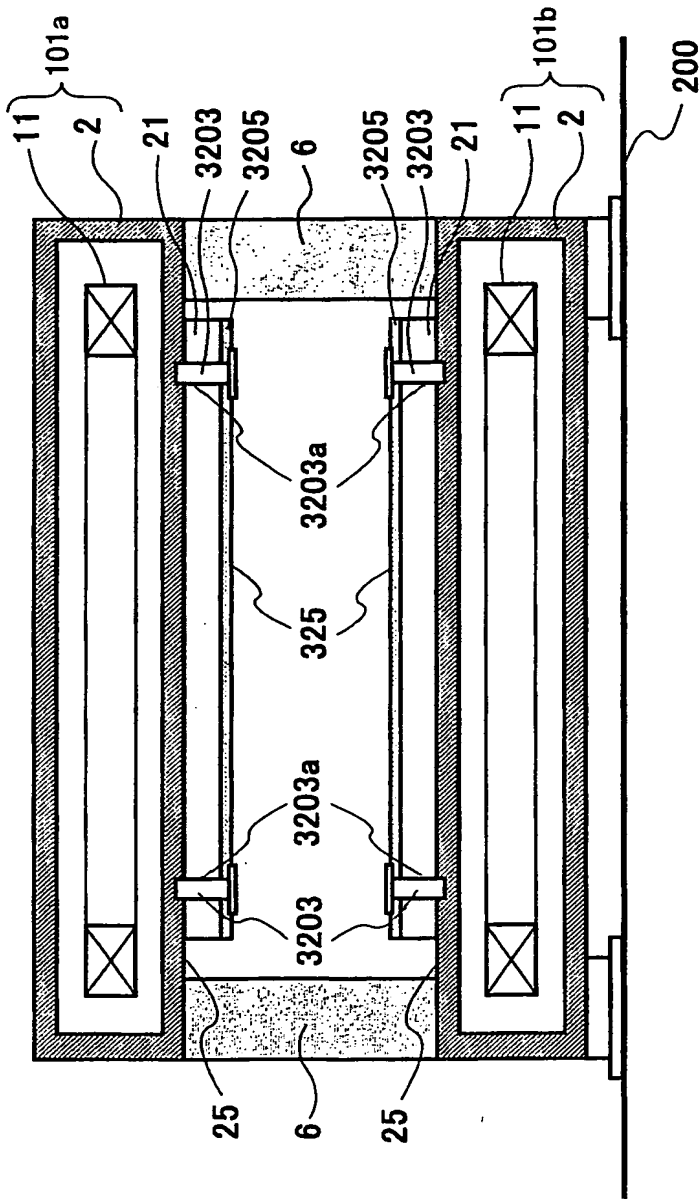


図30



This Page Blank (uspto)

図28



This Page Blank (uspto)

図29(a)

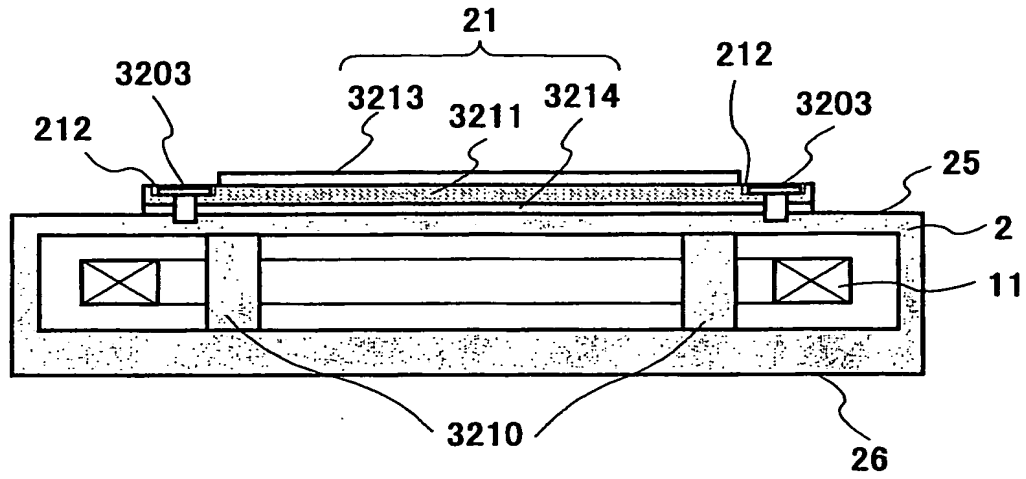
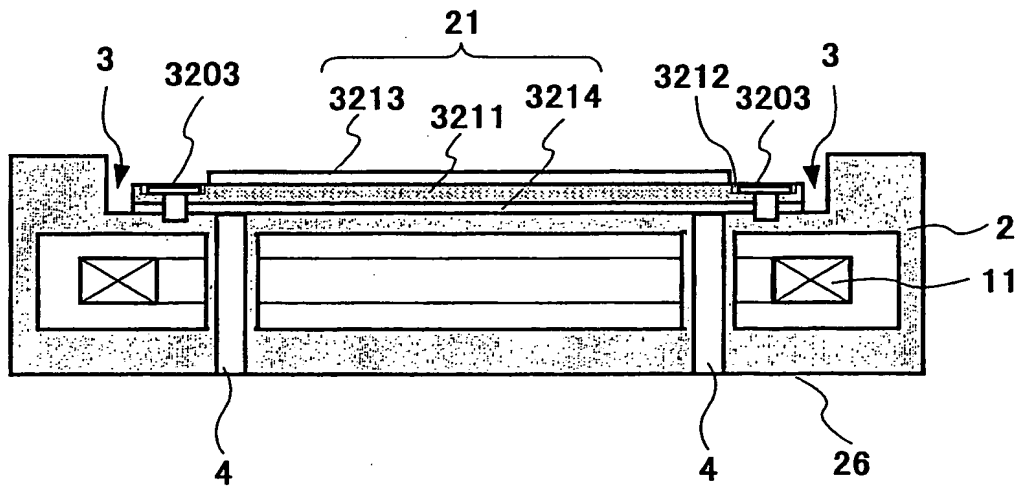


図29(b)



This Page Blank (uspto)

図31(a)

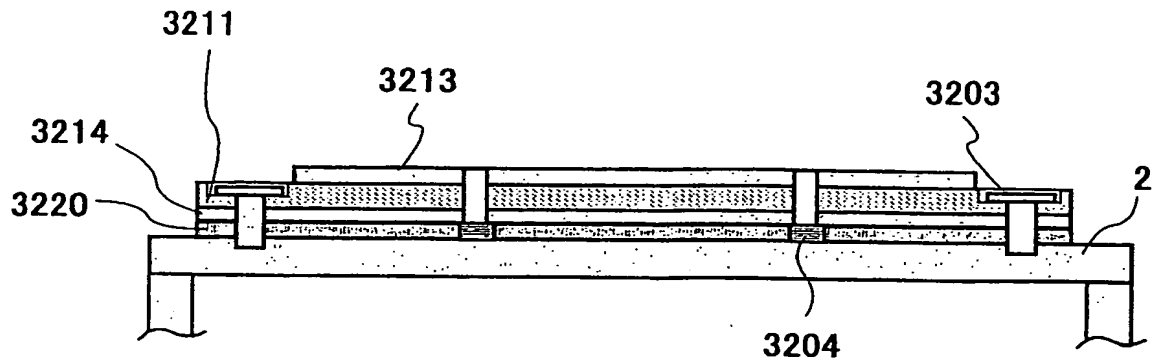


図31(b)

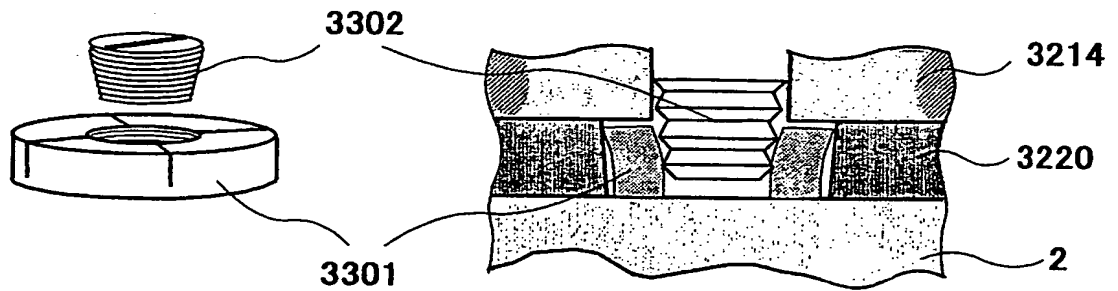
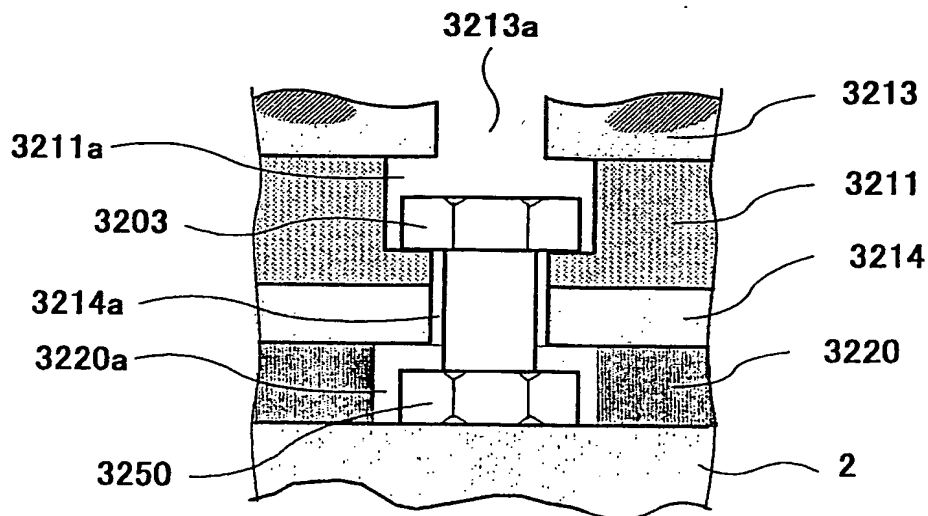
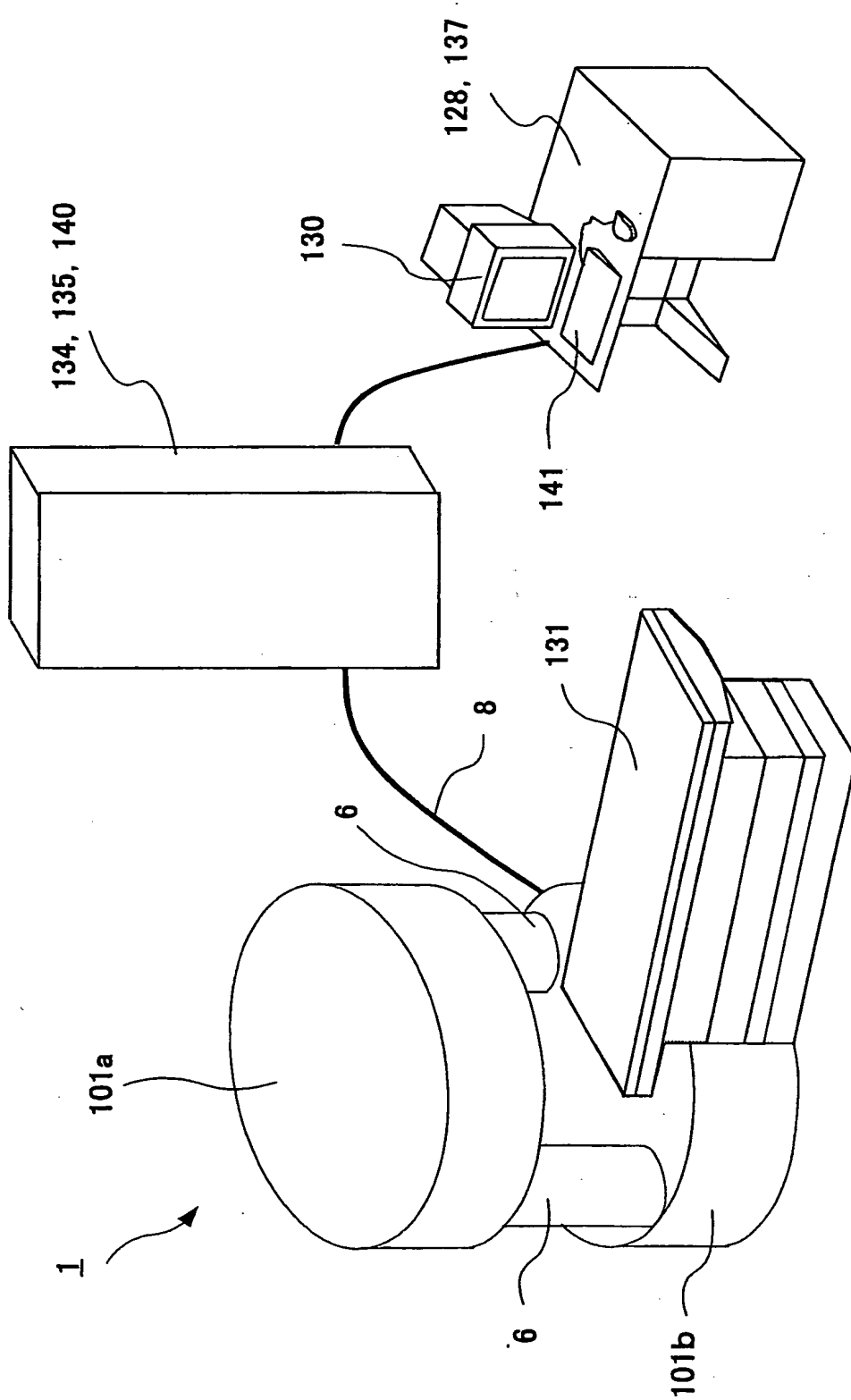


図32



This Page Blank (uspto)

図33



This Page Blank (uspto)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/005781

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B5/055, G01R33/3815

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61B5/055, G01R33/20-33/64

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2004	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2002-17709 A (Hitachi Medical Corp.), 22 January, 2002 (22.01.02),	1-4, 6, 7, 9-11, 18, 19
A	Full text; all drawings (Family: none)	5, 8, 12-17, 20, 21
Y	JP 2002-17705 A (Hitachi Medical Corp.), 22 January, 2002 (22.01.02),	1-4, 6, 7, 9-11, 18, 19
A	Full text; all drawings & WO 02/02010 A1	5, 8, 12-17, 20, 21
Y	JP 10-328159 A (Hitachi Medical Corp.), 15 December, 1998 (15.12.98),	7, 9-11, 18, 19
A	Full text; all drawings (Family: none)	1-6, 8, 12-17, 20, 21

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
27 May, 2004 (27.05.04)

Date of mailing of the international search report
15 June, 2004 (15.06.04)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/005781

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-153441 A (Hitachi Medical Corp.), 28 May, 2002 (28.05.02), Full text; all drawings (Family: none)	1-21
A	JP 2002-143123 A (Hitachi Medical Corp.), 21 May, 2002 (21.05.02), Full text; all drawings (Family: none)	1-21

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B5/055, G01R33/3815

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B5/055, G01R33/20-33/64

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2004年
日本国登録実用新案公報	1994-2004年
日本国実用新案登録公報	1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y A	JP 2002-17709 A (株式会社日立メディコ) 22.01.2002, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-4, 6, 7, 9-11, 18, 19 5, 8, 12-17, 20, 21
Y A	JP 2002-17705 A (株式会社日立メディコ) 22.01.2002, 全文, 全図 &WO 02/02010 A1	1-4, 6, 7, 9-11, 18, 19 5, 8, 12-17, 20, 21

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

27.05.2004

国際調査報告の発送日

15.6.2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

神谷 直慈

2W

9310

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y A	J P 10-328159 A (株式会社日立メディコ) 15.12.1998, 全文, 全図 (ファミリーなし)	7, 9-11, 18, 19 1-6, 8, 12-17, 20, 21
A	J P 2002-153441 A (株式会社日立メディコ) 28.05.2002, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-21
A	J P 2002-143123 A (株式会社日立メディコ) 21.05.2002, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-21